

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-097846

(43)Date of publication of application : 07.04.2000

(51)Int.Cl. G01N 21/17
A61B 1/00
A61B 10/00
G01B 11/00

(21)Application number : 10-266753 (71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

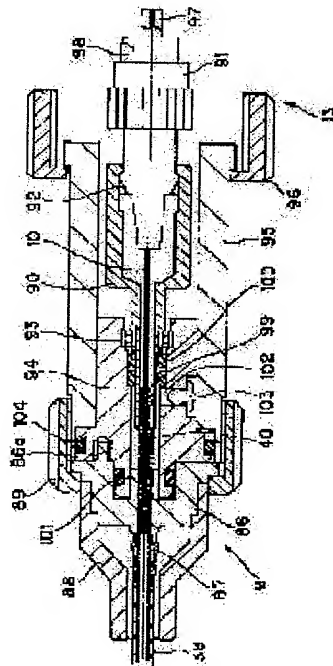
(22)Date of filing : 21.09.1998 (72)Inventor : HORII AKIHIRO
UENO HITOSHI
IIZUKA SHUHEI

(54) OPTICAL SCANNING PROBE DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an optical scanning probe device usable for obtaining an observed image again by exchanging a sheath part, even if the inside of the sheath is damaged.

SOLUTION: This probe device has such a structure that a fourth single mode fiber 10 is arranged inside a flexible shaft 40 inserted into an optical sheath 38 of an optical scanning probe, and that a connector part 9 on the base end side of the optical sheath 38 is detachably attached to a rotary driving device 13 of an observation device, and that the base end of the optical sheath 38 is detachably connected to a connector part 87 projected to the front of a sheath stopper 86. Therefore, even if the inside of the optical sheath 38 is damaged, the optical scanning probe can be used again by dismantling and exchanging the optical sheath 38 part.



*** NOTICES ***

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1]A light-scanning probe device characterized by comprising the following for optical imaging instruments which builds a tomogram for analyte from information on light which irradiated analyte with low coherence light and were scattered about in analyte.

Comprise a resin tube with most flexible overall lengths, and the tip at least is provided inside a portion currently formed for a good raw material of the light transmittance state of a sheath and a sheath currently formed for a good raw material of a light transmittance state, Outgoing radiation and an incidence part of light which turns light to the sheath inside, emits it, irradiates analyte of the sheath outside with the transmitted light, penetrates a sheath and enters the reflection, dispersion, and excitation light from analyte
Sheaths are outgoing radiation and the incidence part of light at least.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention]This invention irradiates analyte with low coherence light, and relates to the light-scanning probe device for building the tomogram for analyte from the information on the lights scattered in analyte.

[0002]

[Description of the Prior Art]In recent years, when diagnosing a body tissue, OCT (optical coherence tomography) of the interference pattern which obtains the tomogram to analyte is indicated by for example, the Patent Publication Heisei No. 511312 [six to] gazette, using low coherence light as a device which can acquire the optical information of an in-house part.

[0003]In the Patent Publication Heisei No. 511312 [six to] gazette, the light-scanning probe device (it is only hereafter written as an optical probe or a probe) which formed the rotation tube with which the optical fiber and the optical element were provided inside to the tube shape sheath of the outside for inserting into the abdominal cavity is indicated.

[0004]However, since there is no attachment-and-detachment means of a probe, washing and sterilization required for use within the abdominal cavity cannot be performed. Since optical elements, such as prism at a tip, are exposed and are rotating to an outer sheath, there is a possibility of wounding a living body.

[0005]The removable optical probe for OCT is indicated by the application for patent No. 313924 [nine to] to it. It had a removable connector area, and has covered and sealed with the transparent sheath to optical elements, such as prism at a tip.

[0006]

[Problem(s) to be Solved by the Invention]However, when inserting a probe in the forceps hole of an endoscope with this art and inserting into the abdominal cavity etc., When a probe curves, it contacts, while the supporter of the optical element at a tip rotates inside an outer sheath, There was a problem of damaging the inside of an outer sheath, degrading the optical property of an outer sheath since the scattered reflection of light arises by the part, having interrupted the OCT irradiation light and the observation light from a living body which are emitted from an optical element, and degrading observation capacity.

[0007]Even if the ***** part of a sheath was not a position of irradiation light and observation light, in order that a rotation sheath might get mixed up and move to the position of an outer sheath with the curved shape of a probe, there was a problem that the part which got damaged appeared in the place of observation light.

[0008](The purpose of an invention) Also when it is made in view of the point mentioned above and the inside of a sheath gets damaged, this invention, It aims at providing the light-scanning probe device which can obtain observation images by exchanging sheath portions using the same light-scanning probe device without using another light-scanning probe device.

[0009]

[Means for Solving the Problem]It is a light-scanning probe device for optical imaging instruments which builds a tomogram for analyte from information on light which irradiated analyte with low coherence light and were scattered about in analyte, Comprise a resin tube with most flexible overall lengths, and the tip at least is provided inside a portion currently formed for a good raw material of the light transmittance state of a sheath and a sheath currently formed for a good raw material of a light transmittance state, Outgoing radiation and an incidence part of light which turns light to the sheath inside, emits it, irradiates analyte of the sheath outside with the transmitted light, penetrates a sheath and enters the reflection, dispersion, and excitation light from analyte, When a portion of a sheath in which outgoing radiation and an incidence part of light were provided at least makes it exchangeable and an inner surface of a sheath gets damaged, it enables it to observe by exchanging only the sheath which got damaged.

[0010]

[Embodiment of the Invention]Hereafter, an embodiment of the invention is described with reference to drawings.

(A 1st embodiment) Drawing 1 thru/or drawing 8 start a 1st embodiment of this invention, Drawing 1 shows the entire configuration of the optical imaging instrument provided with the light-scanning probe device of a 1st embodiment of this invention, Drawing 2 shows the endoscope in which a light-scanning probe device is inserted, and drawing 3 shows the composition of a light-scanning probe device and a rotary drive, Drawing 4 shows the composition by the side of the tip of a light-scanning probe device, the composition by the side of the tip of the light-scanning probe device of composition of that drawing 4 differs in drawing 5 is shown, drawing 6 and drawing 7 show the composition by the side of the tip of the light-scanning probe device of composition of differing further, and drawing 8 shows the detailed composition of a connector area.

[0011]The purpose of this embodiment is to provide an observable optical probe device by making a sheath exchangeable, even if the inner surface of an outer sheath gets damaged. It is in providing the optical probe device with which the inner surface of an outer sheath does not get damaged easily by providing a curved surface part in the attaching part of an optical element.

[0012]By enclosing index matching water with an outer sheath lumen, reflection of an outer sheath inner surface is attenuated and it is in providing the optical probe device which can prevent a ghost. Even if reflection of an outer sheath inner

surface is attenuated and the inner surface of an outer sheath gets damaged by enclosing index matching water with an outer sheath lumen, it has the influence by the scattered reflection of a crack on providing the optical probe device made small.

[0013]It is in providing the optical probe device which can enclose index matching water after attachment and detachment by forming a watertight seal in the detaching part of a sheath, and providing the irrigation hole of an index matching water seal necessity in a connector area. It is in providing the optical probe device which can shorten hard length by furthermore providing the joined part of a rotation tube within the limits of the length of an optical fiber joining member.

[0014]The optical imaging instrument (optical fault image device) 1A shown in drawing 1 has formed the low coherence light sources 2, such as a super-high-intensity light emitting diode (the following, SLD, and brief sketch), in the observation device 27. That wavelength is 1300 nm and this low coherence light source 2 is provided with the feature of low coherence light which shows coherence only in the short range scale of as [whose coherence length of that is about 17 micrometers]. That is, when the difference of two light path length to the point mixed from the point which branched when it was mixed again, after branching this light to two is in the short range scale which is about 17 micrometers, it is detected as a light in which it interfered, and when light path length is larger than it, the characteristic in which it does not interfere is shown.

[0015]The light of this low coherence light source 2 enters into the end of the 1st single mode fiber 3, and is transmitted to the end face (apical surface) side of another side. Image formation of this 1st single mode fiber 3 is carried out in the intermediate optical coupler part 4 as optically as the 2nd single mode fiber 5. Follow. It is branched and transmitted to two in this optical coupler part 4.

[0016]In the tip (optical coupler part 4) side of the 1st single mode fiber 3. The optical rotary joint 6 which performs combination which can transmit light by the non rotating part and a rotary part is inserted, At the tip of the 3rd single mode fiber 7 in this optical rotary joint 6, a light-scanning probe device of a 1st embodiment. (A following and light-scanning probe or an optical probe, and a brief sketch) The connector area 9 of 8 can detach and attach freely, and it is connected, and it is inserted in in this light-scanning probe 8, and the light of the low coherence light source 2 is transmitted to the 4th single mode fiber 10 to rotate (light guide).

[0017]And the transmitted light is irradiated, being scanned from the tip side of the light-scanning probe 8 at the body tissue 11 side as analyte. A part of catoptric light carried out, such as dispersion the surface or inside the body tissue 11 side, is incorporated, It returns to the 1st single mode fiber 3 side through a reverse optical path, the part moves to the 2nd single mode fiber 5 side by the optical coupler part 4, and it enters into the photo-diode 12 as a photodetector from the end of the 2nd single mode fiber 5. The rotor side of the optical rotary joint 6 is rotated with the rotary drive 13.

[0018]The variable mechanism 14 of the light path length who changes the light path length of standard light is formed in the tip side from the optical coupler part 4 of the 2nd single mode fiber 5. 1st light-path-length change means by which only

the light path length of this scanning zone changes at high speed corresponding to the light path length to whom this light path length's variable mechanism 14 scans only a predetermined scanning zone to the depth direction of the body tissue 11 with the light-scanning probe 8. It has the change means of the 2nd light path length who can change the light path length about the variation in the length so that the variation in the length of each light-scanning probe 8 at the time of exchanging and using the light-scanning probe 8 can be absorbed.

[0019]It counters at the tip of the 2nd single mode fiber 5, and is attached on the 1 axis stage 18 with this tip, and the grating 16 is arranged via the collimate lens 30 and the lens 15 which can move in the direction shown in the arrow a freely. moreover -- passing this grating (diffraction grating) 16 and the corresponding lens 17 -- a minute angle -- the rotatable galvanometer 19 being attached as the 1st light path length's change means, and, By the galvanometer controller 20, this galvanometer mirror 19 vibrates in rotation at high speed, as the numerals b show.

[0020]This galvanometer mirror 19 is reflected by the mirror of a galvanometer, and the mirror which impressed the driving signal of exchange to the galvanometer and was attached to that movable part is vibrated in rotation at high speed. That is, a driving signal is impressed by the galvanometer controller 20 so that only a predetermined distance can be scanned at high speed to the depth direction of the body tissue 11 with the light-scanning probe 8, and as the numerals b show with this driving signal, it vibrates in rotation at high speed.

[0021]And it is emitted from the end face of the 2nd single mode fiber 5 by this rotation vibration, and only the scanning zone of a predetermined distance which the light path length of the light which is reflected by the galvanometer mirror 19 and returns scans to the depth direction of the body tissue 11 changes. That is, the change means of the 1st light path length for obtaining the tomogram for a depth direction is formed by the galvanometer mirror 19. The change means of the light path length by this galvanometer mirror 19 is indicated by SCIENCE VOL.276, 1997, and pp2037-2039.

[0022]The 2nd single mode fiber 5 and collimate lens 30 are provided on the freely movable 1 axis stage 18, as the numerals a show to the optical axis direction, and they serve as the 2nd light path length's change means. The fiber loop 29 for the polarization plane control for removing the influence of the birefringence produced by bending of the whole interference system which comprises a fiber, and the fiber in the light-scanning probe 8 is formed in the 2nd single mode fiber 5.

[0023]On the other hand, the 1 axis stage 18 forms the variable means of the 2nd light path length who has a variable range of only the light path length who can absorb the variation in the light path length of the light-scanning probe 8 to the case where the light-scanning probe 8 is exchanged, and. The position considered as a request when ****(ing) light path length by the galvanometer mirror 19 and acquiring the picture of a depth direction. (For example, even when the tip of the light-scanning probe 8 has not stuck on the surface of a body tissue, by changing the light path length by the 1 axis stage 18) He is trying to also have the function of an adjustment device to adjust offset so that it can image from the surface position, by setting it as the state of interfering from the surface position of the body tissue 11.

[0024] This 1 axis stage 18 is provided with the motor for stage movement, and moves in the direction shown with the numerals a in the 1 axis stage 18 by impressing a driving signal to that motor with the position control apparatus 21. It is mixed with the light which leaked from the 1st single mode fiber 3 side in the coupler part 4 provided in the middle of the 2nd single mode fiber 5, and the light into which light path length was changed by this light path length's variable mechanism 14 is received with both the photo-diodes 12.

[0025] The light path length from the optical coupler part 4, for example to [after the 2nd single mode fiber 5 has set up the 1 axis stage 18 near the mid-position of the variable range / from the tip of the light-scanning probe 8] the body tissue 11 through the 4th single mode fiber 9 grade, It is set up so that the light path length reflected by the galvanometer mirror 19 on the 1 axis stage 18 through the 2nd single mode fiber 5 may become almost equal length.

[0026] And by carrying out variable setting out of the position of the 1 axis stage 18 according to the light-scanning probe 8 used actually connecting, By absorbing the variation in the length of each light-scanning probe 8, and rotation vibrating or high-speed vibrating the galvanometer mirror 19 at high speed, and changing periodically the light path length of the standard light side, The catoptric light in the depth position of the body tissue 11 used as a value equal to this light path length is made to interfere, and it enables it to make the catoptric light in other depth portions into noninterfering.

[0027] After the signal by which photoelectric conversion was carried out with the above-mentioned photo-diode 12 is amplified by AMBU 22, it is inputted into the demodulator 23. In this demodulator 23, recovery processing which extracts only the signal part of light in which it interfered is performed, and that output is inputted into the computer 25 through A/D converter 24. The image data corresponding to a tomogram is generated, it outputs to the MO 2 evening 26, and the OCT image 26a is expressed to that display surface as this computer 25. This computer 25 is connected with the position control apparatus 21, and the computer 25 controls the position of the 1 axis stage 18 via the position control apparatus 2. The computer 25 is connected with the video synchronous circuit 28, and tomogram data is stored in an internal memory synchronizing with the video synchronizing signals at the time of imaging.

[0028] The video synchronizing signals of this video synchronous circuit 28 are sent also to the galvanometer controller 20 and the rotary drive 13, respectively, For example, the galvanometer controller 20 outputs a driving signal with the cycle in sync with video synchronizing signals (the 1st high-speed video synchronizing signals [in / specifically / two video synchronizing signals a high speed and a low speed,]), The rotary drive 13 outputs the driving signal which synchronized with the 1st video synchronizing signals with the cycle in sync with video synchronizing signals (specifically the 2nd low-speed video synchronizing signals), and he is trying to scan light to a hoop direction by rotation by the rotary drive 13.

[0029] The light-scanning probe 8 of a 1st embodiment can make the tip side of the tip opening to the light-scanning probe 8 project through the channel for forceps insertion from the forceps insertion port 32 of the endoscope 31, as shown in drawing 2. It has the flexible insert portion 33 by thin length so that it may be easy

to insert this endoscope 31 into the abdominal cavity, and the wide-width final controlling element 34 is formed in the back end of this insert portion 33. The forceps insertion port 32 is formed near the back end of this insert portion 33, and this forceps insertion port 32 is open for free passage with the channel for forceps insertion by that inside.

[0030]The light guide which is not illustrated is inserted in in the insert portion 33, the incidence edge of this light guide is connected to light equipment, it is emitted from the lighting window which transmitted the illumination light and was provided in the tip part of the insert portion 33, and the affected part etc. are illuminated. A lighting window is adjoined and an observation port is provided, and an objective optical system is attached to this observation port, and it enables it to observe the affected part etc. which were illuminated to an optical system. And it irradiates with low coherence light, the fault image data inside the body tissue 11 is obtained, and it enables it to display the OCT image 26a on the display surface of the MO 2 evening 26 with the light-scanning probe 8 under observation of the observation optical system of the tip part of the endoscope 31 at the body tissue 11 side of the portion which the affected part etc. observe.

[0031]The bend 35 and (endoscope) the tip part 36 are formed in the tip part of the insert portion 33. When making the tip 37 of the light-scanning probe 8 project from the endoscope tip part 36 and making [making the light-scanning probe 8 insert through the bend 35, and] the body tissue 11 touch, as shown in drawing 2, the tip part 36 of a light-scanning probe curves with a small curvature radius.

[0032]Drawing 3 shows the composition of the outline of the light-scanning probe 8 and the rotary drive 13. The optical sheath 38 which comprised a tubular resin tube with the long and slender light-scanning probe 8 as shown in drawing 3, The connector area 9 which connects the sheath 38 to the rotary drive 13, and the flexible shaft 40 which is provided inside the optical sheath 38, rotates free, and transmits torque, The 4th single mode fiber 10 provided in the lumen of the flexible shaft 40, It consists of the lens unit 39 connected at the tip of the flexible shaft 40, the rotation transmission connector 42 connected to the back end of the flexible shaft 40, and the optical connector 41 connected to the back end of the 4th single mode fiber 10.

[0033]The rotary drive 13 to which the back end of this light-scanning probe 8 is connected has the optical rotary joint 6 connected to the rotating shaft 43 in the air and the back end of this rotating shaft 43. The optical connector 41 is formed in the tip part of this rotating shaft 43, and this optical connector 41 and the optical rotary joint 6 are connected by the 3rd single mode fiber 7 arranged in the centrum of the rotating shaft 43.

[0034]The motorized pulley 44a which the rotary drive 13 has the encoder 45 which detects rotation of the motor 44 turning around the rotating shaft 43, and its rotating shaft 43, and was attached to the axis of rotation of the motor 44, The encoder belt pulley 45a and the rotating shaft 43 which were attached to the axis of rotation of the encoder belt pulley 45a are built over the belt 46. The motor 44 and the encoder 45 are connected to the rotation controller 48.

[0035]Next, an operation of this rotary drive 13 is explained first. Rotation of the motor 44 is transmitted to the motorized pulley 44a, and is transmitted to the

rotating shaft 43 and the encoder belt pulley 45a by the belt 46. The encoder 45 detects the revolving speed of the rotating shaft 43, and controls the driving current of the motor 44 by the rotation controller 48 to become the speed as which the revolving speed was specified. As for this, the rotating shaft 43 rotates uniformly at the specified speed. The angle of rotation of the rotating shaft 43 is detected by the encoder 45, and the signal 49 is sent to the video synchronous circuit 28 side via the rotation controller 48.

[0036] This signal 49 becomes B phase signal 49b with the phase shift of 45 degrees of a B phase, and one rotation to the A phase signal 49a which is an A phase which is the pulse which divided one rotation by 256 pulses, and this A phase from the one rotation signal 49c which is 1 time of a pulse.

[0037] Next, an operation of the light-scanning probe 8 is explained. The light transmitted by the 3rd single mode fiber 7 is transmitted to the 4th single mode fiber 10 by the optical connector 41. Rotation of the rotating shaft 43 is transmitted to the flexible shaft 40 by the rotation transmission connector 42.

[0038] The transmit light of the 4th single mode fiber 10 is transmitted to the lens unit 39, it is emitted outside as inspection light through the optical sheath 38, receives the catoptric light from a body tissue, and transmits it to the 4th single mode fiber 10 again. Since the tip of the FUREKISHIBU shaft 40 is connected to the lens unit 39, the flexible shaft 40, the lens unit 39, and the 4th single mode fiber 10 rotate by one. The back end side of the optical sheath 38 has structure connected to the base part 87 provided in the sheath stop 86 so that it might mention later with reference to drawing 8 enabling free attachment and detachment.

[0039] Drawing 4 (A) shows the detailed composition of the light-scanning glove 8. The optical sheath 38 comprises resin homogeneous as this, for example, and serves as the supple resin tube 50a from the end member 50b which blockades the tip opening of the resin tube 50a, and the resin tube 50a and the end member 50b are joined by hot welding. The lens unit 39 consists of the lens frame 54 holding the prism 51 which changes the emission direction of low coherence light, the faraday rotator (Faraday rotator) 52 turning around the plane of polarization of low coherence light, the condensing GRIN lens 53, and these. The 4th single mode fiber 10 is pasted up on the ferrule 55 with the adhesives 57 of the back end of the ferrule 55.

[0040] The lens unit 39, the ferrule 55, and the flexible shaft 40 are connected by the connector member 56 in the air. The tip of the flexible shaft 40 is inserted in the connector member 56, and the connecting lock is pasted up and carried out with the adhesives 58.

[0041] The low coherence light transmitted along with the medial axis O of the 4th single mode fiber 10 is emitted from the fiber end 10a at the tip, It is entered and condensed by the GRIN lens 53 which counters, and a direction can be further bent right-angled with the prism 51 through the faraday rotator 52, and the sheath 50a is penetrated, and it becomes the observation beam 62, and condenses to the focus 63.

[0042] As for the tip side of the optical sheath 38, the resin tube 50a of the portion which more specifically counters the prism 51 at least is formed for the good raw

material of the light transmittance state which penetrates low coherence light.

[0043]By changing the fiber end 10a at the tip of the 4th single mode fiber 10, and the interval 61 of the GRIN lens 53, the position of the focus 63 of the distance 59 from the outside surface of the sheath 50a can be changed (changing the value of the distance 59). Since the connector member 56 and the lens frame 54 rotate to the sheath 50a by rotation of the flexible shaft 40, the sheath inner surface 73 contacts the lens frame corner 54a, and they get damaged in many cases.

[0044]The crack which produced the flexible shaft 40 by contact of the lens frame corner 54a and the sheath inner surface 73 since an overall length changed with the insertion shape of the light-scanning probe 8 intersects the observation beam 62, and observation may not be performed normally. In such a case, it enables it to obtain observation images in drawing 4 (A) by exchanging optical sheath 38 portion for the new optical sheath 38.

[0045]Next, another composition of a tip part is shown in drawing 4 (B). The optical sheath 38 is constituted by the end cap 65 which blockades the supple nylon tube 64 and its tip opening, and the nylon tube 64 and the end cap 65 are joined by adhesion. As for this nylon tube 64, that tip side at least is a light transmittance state.

[0046]The cap 66 with a radius of circle is connected to the tip side of the lens frame 55 of the lens unit 39. The opening 67 is formed in this cap 66 with a radius of circle, and the observation beam 62 can be penetrated now. In order that the R section 72 of the cap 66 with a radius of circle may contact the sheath inner surface 73, the sheath inner surface 73 does not get damaged easily that the cap 66 with a radius of circle rotates.

[0047]He is trying to attach the lens frame 54 which secures predetermined light path length to the connector member 56 via the interval pipe 68, and constitutes the lens unit 39 from this light-scanning probe 8.

[0048]The stage shaving ferrule 60 is formed instead of the ferrule 55 of drawing 4 (A). The stage shaving part 70 which the stage shaving ferrule 60 shaved off the peripheral face to step shape at the back end side, and was made into the narrow diameter is formed. The outer diameter of this stage shaving part 70 is smaller than the inside diameter of the flexible shaft 40, and is inserted in the tip part of the flexible shaft 40, and adhesion fixing is carried out to the flexible shaft 40 by the adhesion filling portion 71 with the 4th single mode fiber 10 of that inside.

[0049]Thereby, after securing the stage shaving ferrule 60 and the adhesion length of the 4th single mode fiber 10, the hard length of a tip part can be shortened by providing jointing of the flexible shaft 40 and the connector member 56 within the limits of the length of the stage shaving ferrule 60.

[0050]The interval L of the space of the cap 66 with a radius of circle, and the end cap 65. It is an allowance for the relative movement of nylon tube 64 grade, the elasticity by the temperature of the optical sheath 38 and the flexible shaft 40 by curve, and the optical sheath 38, and although influenced by the construction material of the optical sheath 38, it is usually necessity about 8 mm.

[0051]Another composition is shown in drawing 5 (A). The lumen 76 between the optical sheath 38 and the lens unit 39 is filled up with the index matching water 77 of the almost same refractive index as the refractive index of the nylon tube 64

which forms the optical sheath 38 (light transmission window). The openings 66a and 66b are formed in the cap 66 with a radius of circle attached to the tip side of the lens frame 54, and the observation beam 62 is penetrated, and passage of the index matching water 77 is attained.

[0052]In order to touch the index matching water 77 directly, since the refractive index of a prism material and the refractive index of the consistency water 77 are near, total internal reflection of the reflector 148 of the prism 51 is not carried out. Then, he provides reflective coating layers, such as aluminum coating and dielectric multilayer coating, in the reflector 51a, and is trying to make it carry out total internal reflection.

[0053]The stainless steel pipe 78 is formed instead of the stage shaving ferrule 60 of drawing 4 (B). The fiber core wire 79 and the jacket 80 which constitute the 4th single mode fiber 10 were inserted in the lumen of the stainless steel pipe 78, and the jacket 80 is pasted up by the jointing 84. the tip of the stainless steel pipe 78 -- a flat surface -- or surface-of-a-sphere polish is carried out.

[0054]It fills up with the glass material 81 between the lens unit 39 and the stainless steel pipe 78. The air out hole 83 for extracting the air at the time of lens unit 39 insertion near the jointing 82 with the glass material 81 is established in the connector member 56.

[0055]By filling up the lumen 76 between the optical sheath 38 and the lens unit 39 with the index matching water 77, reflection of optical sheath 38 inner surface can be attenuated, and the ghost by a multiple echo with the reflection similarly produced on the outside of the optical sheath 38 can be prevented.

[0056]In order that reflection of optical sheath 38 inner surface may decline, even if optical sheath 38 inner surface gets damaged, influence of the scattered reflection by a crack can be made small. Drawing 5 (B) illustrates the relation between the cap 66 with a radius of circle, the prism 51 and the opening 66b, and the connector member 56 in three dimensions.

[0057]Drawing 6 (A) forms the resin cap 85 in the composition of drawing 4 (A). Integral moulding of the resin cap 85 is carried out to the lens frame 54 and the prism 51, and as shown in drawing 6 (B) of the A-A' section of drawing 6 (A), the opening 85a is provided in the emission direction of the observation beam 62 of the prism 51. Since the resin cap 85 has the same R section as the cap 66 with a radius of circle, it has the same effect as drawing 4 (B) and drawing 5 (A) in that a sheath inner surface is not damaged.

[0058]Other methods which do not damage a sheath are shown in drawing 7 (A). In the composition of drawing 4 (A), it has composition which detaches and arranges the end 56a of a joined part with the lens frame 54 of the connector member 56 with a possibility of damaging a sheath inner surface, from an optical exposure and a light sensing portion.

[0059]For example, the tip side was made into tapered shape for the peripheral face of the lens frame 54 to the back end side at the narrow diameter, and the prism 51 grade is attached to the tip side. Even if the lens unit 39 moves relatively to the optical sheath 38, and a crack arises at the end 56a of the connector member 56, since an optical exposure light sensing portion does not move, the position will not affect transmission and reception of light.

[0060]An option is further shown in drawing 7 (B). The transparent sheath 74 which has the front end part 56a and opening of the connector member 56, and counters the sheath 38 in the composition of drawing 4 (A) and which dashes and has the part 74a, and the root side sheath 75 which have the rear end part 56b and opening of the connector member end 56, and counter and which dashes and has the part 75b are joined, and it is constituted.

[0061]Since it dashes, it dashes with the part 74a and it is regulated by the part 75b, the crack inside the sheath produced by the front end part 56a of the connector member 56 and the corner 54a of the lens frame 54 can be prevented from appearing in an optical exposure and a light sensing portion with this composition, although the position of the connector member 56 can rotate free.

[0062]Drawing 8 shows the detailed composition of the connector area 9. The optical sheath 38 is attached to the base part 87 which has the projection of the shape of a bamboo shoot provided in the front face of the sheath stop 86, enabling free attachment and detachment. 88 is provided stop breaking into the sheath stop 86, and he is trying to cover the back end (end face) portion of the optical sheath 38 by 88 stop breaking.

[0063]The flexible shaft 40 which projects from the rear end part of this optical sheath 38 is attached to the connector stop 90. This connector stop 90 is joined to the optical connector 91 by the jointing 92.

[0064]The connector stop 90 is held via the bearing 93 at the pedestal 94, enabling free rotation. The pedestal 94 is attached to the rotary drive 13 with the case 95 and the clamping ring 96.

[0065]The rear end face of the sheath stop 86 is forced on the front end surface of the pedestal 94, and the sheath stop 86 can detach and attach freely in the case 95, and is fixed with the set screw 89. In this case, the sheath stop 86 is kept from rotating unnecessarily by inserting the projection 86a for nitings provided in the end face of the sheath stop 86 in the crevice established in the end face of the pedestal 94.

[0066]The optical connector 91 has the baffle 98 which appoints the ferrule 97 for connecting the 4th single mode fiber 10 and rotary drive 13, and the connecting direction of the optical connector 91. By rotating the optical connector 91, the connector stop 90 rotates and rotation is transmitted to the flexible shaft 40. By the watertight jointing 99, the connector stop 90, the flexible shaft 40, and the single mode fiber 10 secured the watertight, and have pasted up.

[0067]Between the connector stop 90 and the pedestal 94, O ring 100 is formed as a watertight seal. O ring 101 provided with the function of a watertight seal is formed also between the sheath stop 86 and the pedestal 94. With these watertight seals, the index matching water with which it filled up between the optical sheath 38 and the flexible shaft 40 does not begin to leak, and index matching water can be enclosed from the filling port 102 provided in the pedestal 94.

[0068]The water which infiltrated into the inside does not begin to leak from the crevice between the flexible shafts 40, either. The filling port 102 is usually blockaded with the irrigation lid 103. O ring 104 was inserted also between the pedestal 94 and the case 95, and the watertight is secured.

[0069] Since the end face of the optical sheath 38 has composition which could be freely detached and attached to the base part 87 of the sheath stop 86, and was connected in this embodiment as shown in drawing 8, When a crack is made in the inner surface of the optical sheath 38, it can be used for pulling apart the optical sheath 38 from the base part 87, using others as it is only in exchange for a new optical sheath, and acquiring an OCT image.

[0070] (A 2nd embodiment) A 2nd embodiment of this invention is described with reference to drawing 9 below. The purpose of this embodiment is to make observation possible by making a sheath exchangeable, even if the inner surface of an outer sheath gets damaged. Only the light transmission section of the tip end part of a sheath is made exchangeable, and it carries out as [cheaply].

[0071] The crack by contact is made hard to attach by providing hard coating in an optical element attaching part and the contact portion of a sheath inner surface. By providing antireflection coating in the transparent part of an exposure and observation light of a sheath inner surface, reflection of a sheath inner surface is attenuated and a ghost is prevented.

[0072] The optical probe 8 of the difference with drawing 4 (B) in a 1st embodiment shown in drawing 9 is that the resin tube 110 whose optical sheath 38 is not **** common gender (or light transmission / light impermeable whichever may be sufficient), and the tube 64 which has a light transmittance state are connected by the communication trunk 111.

[0073] The communication trunk 111 and the tube 110 fit in, for example, and are joined by the jointing 112. The base part 113 which provided the projection of the shape of a bamboo shoot of the communication trunk 111 is inserted and connected to the back end of the tube 64.

[0074] The hard coating part 114 is formed in the portion in which the lens unit 39 and the prism 51 may contact the tube 54 by the inside of the tube 64, and it has composition which does not get damaged easily even if it contacts. There are thin film ceramics, such as titanium nitride, etc. as the suitable hard coating part 114 to resin. It may enclose instead of coating of a thin glass tube. Since the sheath 64 and the communication trunk 111 are not pasted up when a sheath inner surface gets damaged, it is easily exchangeable by cutting, tearing and canceling the sheath 64 and equipping the base part 113 of the communication trunk 111 with the new sheath 64.

[0075] By what is established for the antireflection coating which added this hard coating part 114 to substitution or a coating part, and comprised a dielectric multilayer etc. Reflection by the air of tube 64 inside and the refractive index difference of the tube 64 can be attenuated, and the same effect as the index matching water in drawing 5 (A) of a 1st embodiment can be acquired.

[0076] By what is established for the antireflection coating constituted from a dielectric multilayer corresponding to media which exist outside, such as air, spirit water, and a body tissue, etc. by the outside of the portion which the irradiation light and observation light of the sheath 64 penetrate. By providing the antireflection coating which comprised a dielectric multilayer of the medium of the tube 64 and tube 64 exterior, etc., the ghost by a multiple echo with reflection of an inner surface and an internal optical element interface can be prevented.

[0077]According to this embodiment, the purpose mentioned above can be attained.

[0078]That is, even if the inner surface of the tube 64 which forms the optical sheath 38 of a 1st embodiment gets damaged, it becomes observable by making the tube 64 portion exchangeable. In this case, it is made exchangeable, and only the light transmission section of the tip end part of the sheath instead of the whole sheath is cheap, and ends.

[0079]The crack by contact can be made hard to attach by forming the hard coating part 114 in an optical element attaching part and the contact portion of a sheath inner surface. It makes it decrease a sheath inner surface's reflection of a twist to provide antireflection coating in the transparent part of an exposure and observation light of a sheath inner surface, and a ghost can be prevented.

[0080](A 3rd embodiment) A 3rd embodiment of this invention is described below. It is in the purpose of this embodiment amending the variation in light path length's length automatically, and providing the optical imaging instrument which can obtain a tomogram certainly, also when optical probes are exchanged.

[0081]Drawing 10 shows the composition of the 1st light-path-length change means and the 2nd light-path-length change means. It is equivalent to other embodiments of light path length's variable mechanism 14 provided in the end of the 2nd single mode fiber 5 in drawing 1.

[0082]The light emitted from the 2nd single mode fiber 115 in this embodiment is changed into a parallel beam by the collimate lens 116, enters into the reflective mirror 117, and is reflected in rectangular directions. The light from this reflective mirror 117 enters into the reflective mirror 117 again by the corner mirror 118, penetrates the faraday rotator 119 and enters into the lens 120.

[0083]The corner mirror 118 can be attached to the 1 axis slider 121, the corner mirror 118 can be freely moved in the direction shown by the arrow c, and light path length can be changed a lot by changing the interval of the reflective mirror 117 and the corner mirror 118.

[0084]The light which entered into the lens 120 is reflected by the mirror 122, it enters into the grating 123, and the light, as for, the spectrum was carried out by the grating 123 enters into the galvanometer mirror 125 with the lens 124. The light which reflected the galvanometer mirror 125 enters into the 5th single mode fiber 115 through a reverse optical path. An optical time delay can be changed by making the galvanometer mirror 125 scan. Others are the same composition as a 1st embodiment.

[0085]By the Faraday rotator 52 provided in the light-scanning probe 8 in the arm of the interference system by the side of the object shown in drawing 4 (A) in a 1st embodiment, and the faraday rotator 119 in the arm by the side of a reference beam. That the birefringence produced when the fiber which is in an inside by the curve of the light-scanning probe 8 curves can be compensated, "Rapid acquisition of. in vivo biological images. It is indicated by by use of optical coherence tomography", G.J.Tearney et.al, Optics Letters, vol.21, NO.17, and p.1408-1410-1996. [0086]Drawing 11 shows other examples of composition of the 1st light-path-length change means and the 2nd light-path-length change means. It is changed into a parallel beam by the collimate lens 131, and reflects twice by the

corner mirror 118, and the light emitted from the 2nd single mode fiber 115 enters into the lens 132.

[0087]The 1 axis slider 121 is formed in the corner mirror 118, and light path length can be changed a lot by changing the interval of the collimate lens 131, the lens 132, and the corner mirror 118.

[0088]The light which entered into the lens 132 enters into the single mode fiber 133, The light emitted from the single mode fiber 1337 enters into the grating 123 with the lens 134, and the light, as for, the spectrum was carried out by the grating 123 enters into the galvanometer mirror 125 with the lens 124. The light which reflected the galvanometer mirror 125 enters into the 2nd single mode fiber 115 through a reverse optical path. An optical time delay can be changed by making the galvanometer mirror 125 scan. Others are the same composition as a 1st embodiment.

[0089]The image acquired with the optical imaging instrument of this embodiment is shown in drawing 12 (A). The annular reflected figure 123 of a sheath outside surface and the image 124 of the body tissue are acquired focusing on the center 122 of the monitor image 121. The MO 2 evening center 122 supports the center of rotation of the optical probe 8. [0090]The image from which the center 122 of the MO 2 evening and the center of rotation of the optical probe 8 shifted is shown in drawing 12 (B). this is cut when having shifted from the length which the light path length of the 4th single mode fiber 10 and the lens unit 39 assumed, and the actual condition. [0091]The diameter of the reflected figure 123 of a sheath outside surface increased, and the image 124 of a body tissue is expanded similarly. Therefore, exact diagnosis cannot carry out. Therefore, it is necessary to compute exact light path length. [0092]How to compute exact light path length is shown in drawing 16 from drawing 13. If reflectivity is obtained changing light path length by the light-path-length change means shown by drawing 9 and drawing 10, a signal like drawing 13 will be acquired. The horizontal axis 125 shows light path length (distance), and the vertical axis 126 shows reflectivity. The numerals 127 show the reflection peak corresponding to a fiber end, and the numerals 128 The incidence edge of the GRIN lens 53, In the incidence edge of the faraday rotator 52, and the numerals 130, the incidence edge of the prism 51 and the numerals 131 show a sheath inner surface, the numerals 132 show a sheath outside surface, and the numerals 133 show [the numerals 129] reflection with a measurement body tissue. The interval of each reflection peak supports the light path length of each optical element.

[0093]Drawing 14 shows how to determine the position of the light path length who takes the lead in an image. First, the light path length corresponding to the peak and peak of reflectivity is detected at Step S1. The light path length and pattern matching of incidence and an emission face of prism and a GRIN lens are performed at the following step S2.

[0094]Next, the position which is in agreement at Step S3 is detected, and the position of the emitting end of prism is identified. By the following step S4, the position of the light path length who takes the lead in an image is determined. The option which determines the position of the light path length who takes the lead in an image is shown in drawing 15 and drawing 16.

[0095]As shown in drawing 15, the calibration jig 143 is placed at the tip of the optical probe 8. The coating film 144 in which this calibration jig 143 has high reflectance in that inner surface is formed.

[0096]And as shown in drawing 16, the light path length corresponding to the peak and peak of reflectivity is detected like Step S1 of drawing 14 at the first step S5. The reflection peak of maximum strength is identified as reflection from the calibration jig 143 at the following step S7.

[0097]At the following step S8, the peak of one near side of the above-mentioned peak is identified as reflection from the sheath surface. And the position of the light path length who takes the lead in an image from a sheath outer diameter by the following step S9 is determined. Drawing 17 shows the light-scanning probe 148 scanned horizontally. The flexible shaft 40, the GRIN lens 53, the prism 51, and the single mode fiber 10 are joined by the attachment component 151. The observation beam 62 and the focus 63 can acquire the image at the time of being scanned by the longitudinal direction g and scanning horizontally by scanning the flexible shaft 40 to the longitudinal direction f.

[0098]The monitor image 152 acquired with the probe of drawing 17 is shown in drawing 18. The image 123 of a sheath outside surface and the image 124 of a body tissue are acquired by the monitor image 152. The distance h of the image 123 of a monitor top chord and a sheath outside surface can compute light path length in the similar way shown in drawing 15 and drawing 16.

[0099]Drawing 19 shows the light-scanning probe 158 scanned to the front direction of a probe. The light-scanning probe 158 arranges the single mode fiber 10 inside a sheath or the lens frame 161, and enables it to emit light through the object lens 162 which countered the apical surface and was attached to the tip opening of the lens frame 161.

[0100]To the tip part 163 of the single mode fiber 10, for example, by attaching the piezo-electric element 164 and impressing the driving signal with which a signal level changes via the signal wire which is not illustrated to the piezo-electric element 164 (electrode), It has composition which scans the tip part 163 to the sliding direction j as shown in drawing 19.

[0101]By scanning the tip part 163 of the single mode fiber 10 to a sliding direction by this piezo-electric element 164, an observation beam is scanned by the sliding direction k in the body tissue 11, and the image of the body tissue 11 can be acquired.

[0102]The image acquired with the light-scanning probe 158 of drawing 19 is shown in drawing 20. The image 165 of a sheath outside surface and the image 124 of the body tissue 11 are acquired as the monitor image 152. The distance m of the image 165 of a monitor top chord and a sheath outside surface can compute light path length in the similar way shown in drawing 14 and drawing 16.

[0103](A 4th embodiment) A 4th embodiment of this invention is described below. The composition explanatory view in which drawing 21 and drawing 22 start a 4th embodiment of this invention, and drawing 21 shows the outline composition of an optical fault image device, and drawing 22 are the lineblock diagrams showing the detailed composition at the tip of an insert portion of the light-scanning probe for optical fault image devices.

[0104]As shown in drawing 21, the optical fault image device 1B of this operation, The laser light source 171 which supplies the laser beam which counters the emitting end of the 2nd single mode fiber 5 in drawing 1, and turns into guide light of the wavelength of a visible region, This laser beam arranges dichroic mirror 172 **** to penetrate, and low coherence light emitted from the emitting end of the 2nd single mode fiber 5 is made the composition which makes it reflect with the dichroic mirror 172, and receives light with the photo-diode 12 as a photodetector. About other composition, it is the same as that of a 1st embodiment shown in drawing 1, and explanation is omitted here.

[0105]The light-scanning probe 8 of this embodiment is shown in drawing 22 (A). The optical sheath 38 consists of the cylinder tube 181 and the end cap 182 attached at that tip, and the condensing optical system is stored at the tip side in this sheath 38.

[0106]That is, the 2nd single mode fiber 10 that carries out the light guide of low coherence light and the guide light to the tip of the light-scanning probe 8, and returns the catoptric light from analyte as shown in drawing 22, The GRIN lens 53 which condenses to a position the light which comprises the low coherence light emitted from the tip of the 2nd single mode fiber 10, and guide light, The dichroic mirror 184 of the Naokata form which penetrates low coherence light and reflects the light of the wavelength of guide light selectively, Faraday rotator 52 turning around the plane of polarization of a low interference light, and the micro prism 51 which changes the optical path of low coherence light by reflection, It has the GRIN lens 53, the dichroic mirror 184, Faraday rotator 52, and the optical system holddown member 185 that fixes the micro prism 51 in one, and is constituted.

[0107]In accordance with the field in which the guide light of the dichroic mirror 184 is reflected, the optical system holddown member 185 is tubed shape with an opening, and does not bar the optical path of guide light. The flexible shaft 40 which the GRIN lens 53, the 2nd single mode fiber 10, and the single mode fiber 10 are inserted in, and transmits torque is being fixed to the tip holddown member 186 to which the tip fixes the GRIN lens 53.

[0108]Next, an operation of this embodiment is explained. By carrying out the light guide of the illumination light from endoscope light equipment by the light guide of an endoscope, the analyte side is illuminated from the lighting window of the tip part of an insert portion. Image formation of the illuminated analyte was carried out to the solid state image pickup device by the objective optical system of the observation port, and signal processing was carried out by the video processor. The back displays an endoscope image on the monitor for a display.

[0109]The tip part of the light-scanning probe 8 is made for the light-scanning probe 8 to project from the opening at through and the tip of an endoscope to the forceps loading slot of an endoscope, in displaying the tomogram for low coherence light, looking at an endoscope image.

[0110]And the light guide of the low coherence light from the low coherence light source 2 is carried out to the 1st single mode fiber 3. It is connected with the 2nd single mode fiber 7 via the optical rotary joint 6, and the 1st single mode fiber 3 draws a low interference light at the tip of the light-scanning probe 8.

[0111]It is arranged so that the guide light from the laser light source 171 which

emits light on the specific wavelength in a visible wavelength area via the dichroic mirror 172 at the end of the 2nd single mode fiber 5 may be entered. For this reason, guide light penetrates the dichroic mirror 172 and enters into the end of the 2nd single mode fiber 5. Since the 2nd single mode fiber 5 is optically connected with the 1st single mode fiber 3 by the optical coupler part 4, the 4th single mode fiber 10 inserted in in the light-scanning probe 8 carries out the light guide also of this low coherence light and the compounded guide light with low coherence light.

[0112]The light guide of low coherence light and the guide light is carried out by the 4th single mode fiber 10, they are emitted to the GRIN lens 53 side which counters as shown in drawing 22 (A), and are condensed with this GRIN lens 53. In respect of the dielectric multilayer formed so that the wavelength band region of the guide light of dichroic mirror 184 inside might be reflected, a direction of movement is emitted in the direction different 90 degrees, and the guide light which entered into the dichroic mirror 184 of the Naokata form which adhered to the apical surface of the GRIN lens 53 is irradiated by analyte.

[0113]The low coherence light which entered into the dichroic mirror 184 similarly is penetrated as it is, and enters into Faraday rotator 52. The low coherence light which penetrated Faraday rotator 52 rotates 45 degrees of planes of polarization, enters into the micro prism 51 which adhered at the tip of Faraday rotator 52, and it is emitted in the same direction as the dichroic mirror 184 while total internal reflection is carried out on the slant face and 90 degrees of directions of movement differ. The low coherence light which emitted the micro prism 51 is irradiated by analyte.

[0114]The low coherence light and guide light which were irradiated by analyte, It is scattered about all over reflection and an organization in the portion from which the optical characteristic of the internal tissue the surface of analyte and near [its] the surface differs, and a part enters into the apical surface of the 4th single mode fiber 10 through an optical path contrary to the time of an exposure, and the becoming optical path, and is transmitted to the back end side.

[0115]And it enters into the apical surface of the 1st single mode fiber 3 through the optical rotary joint 6, and a part moves to the 2nd single mode fiber 5 side by the intermediate optical coupler part 4. Here, the catoptric light of low coherence light is mixed with the light reflected with the galvanomirror 19.

[0116]The light from the back end of the 2nd single mode fiber 5 penetrates only guide light with the dichroic mirror 172, it reflects and other ingredients enter into photodetector 12'. Photoelectric conversion of the light which entered into this photodetector 12' is carried out, and it serves as an electrical signal. Only an interference light ingredient is extracted and this signal is detected. And it is changed into a digital signal and inputted into the computer 25.

[0117]As the computer 25 changes light path length according to light path length's variable mechanism 14, it obtains the tomogram data of the depth direction of analyte, and it controls the rotary drive 13, rotates the motor in the optical rotary joint 6 which is not illustrated with constant speed, and obtains the tomogram data for one frame.

[0118]The tomogram data obtained one by one is once stored in the image memory

of the inside, it reads with a predetermined cycle, and a tomogram is expressed in the MO 2 evening 26 as the computer 25.

[0119]A way person distinguishes the position of the tomogram currently observed from the irradiation position of the guide light displayed on an endoscope image, moves the light-scanning probe 8 to a desired position, and gets the tomogram to need.

[0120]Although the irradiation positions to the analyte of guide light and a low interference light differ a little, this gap is several millimeters and it is convenient to positioning of the light-scanning probe 8. It can be made more in agreement with the irradiation position of low coherence light by using the dichroic mirror 186 of the Naokata type who changed the angle of the dielectric multilayer side from 45 degrees as shown in drawing 22 (B), for example, took the larger angle of reflection than 90 degrees.

[0121]Although the dichroic mirrors 184 and 186 were used as the Naokata form in this embodiment, it is not limited to this shape.

[0122]Thus, since guide light can irradiate analyte by reflecting only guide light in the analyte side in this embodiment before guide light enters into Faraday rotator 52, The tomogram which scans and needs the light-scanning probe 8 for a desired position can be obtained observing an endoscope image. The embodiment etc. which comprise partial ** combining each embodiment which were mentioned above belong to this invention.

[0123][Additional remark]

1. It is a light-scanning probe device for optical imaging instruments which builds the tomogram for analyte from the information on the light which irradiated analyte with low coherence light and were scattered about in analyte, Comprise a resin tube with most flexible overall lengths, and the tip at least is provided inside the portion currently formed for the good raw material of the light transmittance state of a sheath and a sheath currently formed for the good raw material of the light transmittance state, Outgoing radiation and the incidence part of light which turns light to the sheath inside, emits it, irradiates the analyte of the sheath outside with the transmitted light, penetrates a sheath and enters the reflection, dispersion, and excitation light from analyte, A light-scanning probe device, wherein the portion of a sheath in which outgoing radiation and the incidence part of light were provided at least is exchangeable.

[0124]1-1. That in which the tip of the sheath has not carried out an opening in the additional remark 1.

1-2. In the additional remark 1, it can insert in in the forceps channel of an endoscope.

1-3. The watertight seal which comprised an elastic body is prepared for the terminal area with a sheath and the main part of an optical probe device in the additional remark 1.

[0125](The purpose of the additional remark 1) Also when the inside of an outer sheath gets damaged, a means by which it is observable using the same probe is provided.

(The purpose of the additional remark 1-3) Even if it exchanges sheaths, permeation of the fluid from the outside and extraction of the fluid from an inside

are prevented.

(Operation of the additional remark 1) When the inner surface of an outer sheath gets damaged by making exchangeable the portion of an outer sheath which irradiation light and observation light penetrate at least, it has the operation that it is observable by exchanging only sheaths.

(Operation of the additional remark 1-3) A watertight seal is formed in the detaching part of a sheath, and permeation of the fluid from the outside and extraction of the fluid from an inside are prevented.

[0126]2. It is an optical probe device for optical imaging instruments which builds the tomogram for analyte from the information on the light which irradiated analyte with low coherence light and were scattered about in analyte, The sheath in which it is a resin tube with most flexible overall lengths, and the tip at least is formed for the raw material with a sufficient light transmittance state, It is provided inside the portion currently formed for the good raw material of the light transmittance state of a sheath, Outgoing radiation and the incidence part of light which turns light to the sheath inside, emits it, irradiates the analyte of the sheath outside with the transmitted light, penetrates a sheath and enters the reflection, dispersion, and excitation light from analyte, An optical probe device with which the flexible pipe member inserted over ***** of the sheath inside, the attachment component of said outgoing radiation and incidence part attached to the tip side of a flexible pipe member, and this attachment component are characterized by providing a curved surface part in the corner which it has into the portion which touches a sheath inner surface.

[0127]2-1. in the additional remark 2 -- this curved surface part -- outgoing radiation and an incidence part -- a wrap tip -- this -- it is a protective cap which is hemispherical.

[0128]2-1-1. In the additional remark 2-1, it has an optical window for optical outgoing radiation and incidence in a protective cap.

[0129]2-1-1-1. In the additional remark 2-1, the hole for letting the fluid enclosed by the protective cap in the sheath pass is provided.

[0130]2-2. In the additional remark 2, wear-resistant coating is provided in the portion of the sheath which detection light penetrates at least at least at either an inside or the exterior.

[0131]2-2-1. That whose coating is thin film ceramics in the additional remark 2-2.

[0132]2-2-1-1. That whose coating is titanium nitride in the additional remark 2-2.

2-3. In the additional remark 2, anti-reflection coating is provided in the portion of the sheath which detection light penetrates at least at least at either an inside or the exterior.

[0133]2-3-1. In the additional remark 2-3, anti-reflection coating is dielectric multilayer coating.

[0134]2-4. In the additional remark 2, a flexible pipe member is a coil shaft. [0135]

2-4-1. In the additional remark 2-4, a coil shaft is a multi-thread coil more than two-layer. [0136](The purpose of the additional remark 2) The inside of an outer sheath makes it hard to get damaged also by rotation of an internal optical

element.

(The purpose of 2-1-1-1) When a fluid is enclosed with the lumen of an outer sheath, it is made for a fluid to touch the emission face of an optical element certainly.

(Operation of the additional remark 2) A curved surface part is provided in the portion which a sheath inner surface and an optical element attachment component touch, and it is made to contact without damaging the inner surface of an outer sheath.

(Operation of the additional remark 2-2) Antiwear coating is provided in the portion which a sheath inner surface and an optical element attachment component touch, and it is made to contact without damaging the inner surface of an outer sheath.

(Operation of additional remark 2-1-1-1) The hole for letting the enclosed fluid pass is provided, and air foam etc. do not remain in the emission face of an optical element, but a fluid is touched directly.

[0137]3. It is an optical probe device for optical imaging instruments which builds the tomogram for analyte from the information on the light which irradiated analyte with low coherence light and were scattered about in analyte, The sheath by which it is a resin tube with most flexible overall lengths, and the tip at least is formed for the good raw material of the light transmittance state and in which the tip has not carried out an opening, It is provided inside the portion currently formed for the good raw material of the light transmittance state of a sheath, Outgoing radiation and the incidence part of light which turns light to the sheath inside, emits it, irradiates the analyte of the sheath outside with the transmitted light, penetrates a sheath and enters the reflection, dispersion, and excitation light from analyte, The flexible pipe member inserted over ***** of the sheath inside, and the attachment component of said outgoing radiation and incidence part attached to the tip side of a flexible pipe member, An optical probe device, wherein it has an optical fiber which transmits the low interference light provided in the lumen of the pipe member, and a seal which closes the fluid between a sheath lumen and a pipe member outer diameter and refractive index matching liquid is closed by outgoing radiation and the incidence part of light, and the cavity of the sheath inside at least.

[0138]3-1. In the additional remark 3, the seal which closes the fluid between a sheath lumen and a pipe member outer diameter is formed in the base of the sheath.

3-1-1. In the additional remark 3-1, the seal comprises an elastic body.

3-1-2. In the additional remark 3-1, a pipe member is pivotable and a seal function is maintained to rotation of a pipe member.

3-2. In the additional remark 3, the inlet for enclosing a fluid with the base of a sheath between a sheath lumen and a pipe member outer diameter is provided.

3-3. In the additional remark 3, the seal for closing the fluid between a pipe member lumen and an optical fiber is formed in the base of the pipe member.

[0139]3-4. In the additional remark 3, refractive index matching liquid is water.

3-5. In the additional remark 3, said outgoing radiation and incidence part have the prism which bends the direction of the lens which condenses the light from an optical fiber, and an optic axis at this right angle.

3-5-1. In the additional remark 3-5, it fills up with the interval of optical fiber ends and a lens with the optical material.

3-5-2. In the additional remark 3-5, reflective coating is provided in the reflector of prism.

[0140](The background of the additional remark 3)

(Conventional technology over the additional remark 3) In addition to the conventional technology (conventional technology in the text) of the additional remark 1, the outer sheath with a light transmittance state generally comprises resin tubes, such as a fluoro-resin and polyamide (nylon), but. Since the difference of the refractive index of these resin tubes and the refractive index of an optical element and the air enclosed in the outer sheath is large, big reflection of light occurs by the inside of an outer sheath. Strong reflection occurs by the appearance of an outer sheath similarly. By this reflection, irradiation light and observation light become weaker, and the S/N ratio of observation worsens. In order to detect the reflectivity on the principle of OCT, and an optical path, and light path length's correlation, if two fields which have strong reflection are located in the neighborhood, light will carry out the multiple echo of between reflectors, and a reflector detects reflectivity strong against the portion of the light path length who does not exist actually, and serves as a ghost. Since the observation light which is dispersion and catoptric light from a living body was a taper to the above reflectivity, there was a problem that observation capacity deteriorated remarkably by a ghost.

[0141](The purpose of the additional remark 3) A means to attenuate reflection of the inner surface of an outer sheath is provided. The loss by the scattered reflection by the crack produced by rotation of the optical element of the inside produced inside the outer sheath is attenuated.

(The purpose of 3-5-2) Even if the reflector and index matching water of prism touch, attenuation of the irradiation light and observation light due to decline in the reflectance of prism is prevented. (Operation of the additional remark 3) Refractive index matching liquid is enclosed between an outer sheath lumen and an optical element, refractive index difference of an outer sheath and the matching liquid in an inside is made small, reflection by an interface is attenuated, and the ghost acting as the obstacle of observation, etc. are prevented. Even if a crack arises inside an outer sheath by rotation of an optical element, the refractive index difference of an outer sheath and the matching liquid in an inside makes it small, and since reflection by an interface is small, the influence of scattered reflection becomes small.

(Operation of additional remark 3-5-2) Since reflective coating is provided in the reflector of prism, even if index matching water touches a prismatic reflection side, the reflectance of prism does not fall.

[0142]4. It is an optical probe device for optical imaging instruments which builds the tomogram for analyte from the information on the light which irradiated analyte with low coherence light and were scattered about in analyte, The sheath in which it is a resin tube with most flexible overall lengths, and the tip at least is formed for the raw material with a sufficient light transmittance state, It is provided inside the portion currently formed for the good raw material of the light transmittance

state of a sheath, Outgoing radiation and the incidence part of light which turns light to the sheath inside, emits it, irradiates the analyte of the sheath outside with the transmitted light, penetrates a sheath and enters the reflection, dispersion, and excitation light from analyte, The flexible pipe member which comprised a tip optical member which has the prism with which outgoing radiation and an incidence part bend the direction of the lens which condenses the light from an optical fiber, and an optic axis at this right angle, and was inserted over ***** of the sheath inside, The optical fiber which transmits the low interference light provided in the lumen of the pipe member, and the fiber attachment component holding optical fiber ends, An optical probe device, wherein it has a connecting member which connects the tip, fiber attachment component, and tip optical member of a flexible pipe member and the joined part of a flexible pipe member and a connecting member exists within the limits of the length of a fiber attachment component.

[0143]4-1. In the additional remark 4, a fiber attachment component is a cylindrical member of an optical fiber which inserted in the core wire at least, and has an outer diameter smaller than the inside diameter of a flexible pipe member for a part of overall length at least.

4-1-1. In the additional remark 4-1, a fiber attachment component is a pipe member which inserted in the core wire of an optical fiber, and covering simultaneously, and it has an outer diameter smaller than the inside diameter of a flexible pipe member.

4-2. In the additional remark 4, a connecting member has a bigger, inside diameter at least in part than the outer diameter of a flexible pipe member, and joins the tip of a flexible pipe member to this inner diameter part.

[0144](The background of the additional remark 4)

(Conventional technology over the additional remark 4) In a probe which is indicated by Patent Publication Heisei 6-511312 and the application for patent 9-313924, in order to hold optical fiber ends to an optical element, an optical fiber is inserted in, and the parts of the pipe shape called the ferrule which is positioned with high precision and held are used. Fixed length is required for junction because of maintenance of the bonding strength of a ferrule and an optical fiber. When inserting a probe in the forceps hole of an endoscope, inserting into the abdominal cavity to it and a probe wants to curve with a small curvature radius, the hard length to whom it is shown by the joined part of the length + rotation tube of the length + ferrule of an optical element has the necessity of shortening. However, since each length became settled in specification and bonding strength, it had the problem which hard length says cannot do short.

[0145](The purpose of the additional remark 4) The hard length of an end-of-the-probe part is shortened.

(Operation of the additional remark 4) Hard length is shortened by providing the joined part of a rotation tube within the limits of the length of a ferrule.

[0146]5. It is an optical imaging instrument which builds the tomogram for analyte from the information on the light which irradiated analyte with low coherence light and were scattered about in analyte, While making the low coherence light and standard light which connected with the optical probe part with the exchangeable optical connector part in which the single mode fiber for transmitting low coherence light to analyte was built, and said optical probe part, and have returned from analyte

interfere, The 1st travelling period change means that changes the travelling period corresponding to the scanning zone in order to scan said interference position to shaft orientations to an optic axis, Change of the optical coefficient of the tip optical member of an optical probe, and a detection means to detect the light path length, An optical imaging instrument which has change of an optical coefficient, a calculating means which computes the light path length of an optical probe from the light path length, and the 2nd travelling period change means that changes a travelling period corresponding to the light path length of the computed optical probe. [0147]5-1. In the additional remark 5, a detection means changes a travelling period by one side of the 1st [at least] or 2nd travelling period change means,What makes the low coherence light and standard light which have returned from the optical member in an optical probe interfere, scans said interference position to shaft orientations to an optic axis, and detects the interference intensity and interference position.5-2. That whose change of an optical coefficient is the reflectivity of the surface of an optical element in the additional remark 5. [0148]5-2-1. It has the prism which bends the direction of the lens with which an optical probe tip part condenses the light from an optical fiber and an optical fiber, and an optic axis at this right angle in the additional remark 5-2, That in which a calculating means computes the light path length of an optical probe according to the peak of the reflectivity of optical fiber ends, a lens surface, and a prism plane.

5-2-2. That in which an optical probe is a resin tube with most flexible overall lengths, the tip has the sheath currently formed for the good raw material of the light transmittance state, and a calculating means computes the light path length of an optical probe according to the peak of the reflectivity of the outside surface of a sheath, or an inner surface at least in the additional remark 5-2.

5-2-3. What identifies the position of an optical element and computes the light path length of an optical probe from the reflectivity and the reflective interval of optical element each field in the additional remark 5-2.

[0149](The background of the additional remark 5)

(Conventional technology over the additional remark 5) Since the variation in the length of each optical probe at the time of exchanging and using an optical probe in Patent Publication Heisei 6-511312 is not taken into consideration, There was a fault it becomes impossible for the range which obtains a tomogram for the variation in length to become narrow, or to obtain a tomogram further. Although the use case was expected to enable it to use it under observation of an endoscope and it was used in that case within the abdominal cavity, having inserted in the inside of the forceps channel of an endoscope, it was convenient, but in a conventional example, what can carry out exchange use according to the length of the forceps channel of an endoscope was not proposed. Although light path length's variable means is established apart from the scanning means of the light path length for observation and it is made to correspond to change of the length of an optical probe by the application for patent 9-313924 to it, an observer needs to adjust about ***** dispersion of the length of each optical probe, and there is a problem of being complicated.

[0150](The purpose of the additional remark 5) Also when optical probes are exchanged, the variation in light path length's length is amended automatically, and

the optical imaging instrument which can obtain a tomogram certainly is provided. (Operation of the additional remark 5) Also when an optical probe is exchanged and used by proofreading the light path length of an optical probe automatically by composition of the additional remark 5, right observation images are obtained. [0151]6. While being inserted in the insert portion of the thin length who can insert in in analyte, the source of a low interference light which generates a low interference light, the visible light source which generates visible light of said low interference light and different wavelength, and said insert portion and leading said low interference light to the tip side of said insert portion, The light guide means which consists of one single mode fiber for detecting the catoptric light reflected from analyte, The reflective means for irradiating analyte with the low interference light from said single mode fiber from the side edge at said tip of an insert portion, The polarization plane rotation element which is arranged between said single mode fiber and a reflective means, and rotates the plane of polarization of said low interference light and catoptric light, In the optical probe provided with the visible photosynthesis means which carries out the light guide of the visible light emitted from said visible light source to said light guide means for optical fault image devices, The optical probe having arranged so that visible light may be reflected in the same direction as the predetermined direction which reflects said visible light between said single mode fiber and said polarization plane rotation element, and reflects said reflective means low interference light for the optical selecting means which penetrates said low interference light.

6-1. In the additional remark 6, said optical selecting means is a dichroic mirror.

[0152](The background of the additional remark 6)

(Prior art to the additional remark 6) As conventional technology, there is Patent Publication Heisei 6-511312. There is literature which uses the FARADE Rowdy evening. By the faraday rotator in Faraday RODETA provided in the light-scanning probe in the arm of the interference system by the side of an object in the interference system used for OCT, and the arm by the side of reference. That the birefringence produced when the fiber which is in an inside by the curve of a light-scanning probe curves can be compensated, "Rapid acquisition of. in vivo biological images. It is indicated by by use of optical coherence tomography", G.J. Tearney et.al, Optics Letters, vol.21, NO.17, and p.1408-1410-1996. When irradiating analyte with a low interference light and obtaining an optical tomogram, in order to acquire the image of the depths more, it is advantageous to a low interference light to use the wavelength of a not less than 800-nm infrared region. In order to check the irradiation position of a low interference light which cannot be viewed, there is an optical fault image device which irradiates with visible light on a low interference light and the optic axis, and makes it guide light. However, when Faraday rotator has wavelength dependency in the penetration characteristic of light and the wavelength band region of a low interference light is made to penetrate, In order to hardly penetrate the wavelength of a visible light pattern region, only by having arranged a low interference light and visible light on the optic axis, it was reflected by Faraday rotator, and visible light was not irradiated by analyte, but there was a problem that it could not use as guide light.

[0153](The purpose of the additional remark 6) Even if Faraday rotator was

arranged in the light guide optical system of a low interference light, analyte was irradiated by having made visible light into guide light, and it had additional remark 6 composition for the purpose of providing the optical probe for optical fault image devices which can check the irradiation position of a low interference light.

(OPERATION) The irradiation position of a low interference light can be viewed by separating a low interference light and visible light before Faraday rotator, and irradiating analyte with each light.

[0154]

[Effect of the Invention] According to this invention, analyte is irradiated with low coherence light as explained above, It is a light-scanning probe device for optical imaging instruments which builds the tomogram for analyte from the information on the lights scattered in analyte, The sheath in which it comprises a resin tube with most flexible overall lengths, and the tip at least is formed for the raw material with a sufficient light transmittance state, It is provided inside the portion currently formed for the good raw material of the light transmittance state of a sheath, Outgoing radiation and the incidence part of light which turns light to the sheath inside, emits it, irradiates the analyte of the sheath outside with the transmitted light, penetrates a sheath and enters the reflection, dispersion, and excitation light from analyte, Since the portion of the sheath in which outgoing radiation and the incidence part of light were provided at least makes it exchangeable, when the inner surface of a sheath gets damaged, it can observe by exchanging only the sheath which got damaged.

[Translation done.]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-97846

(P2000-97846A)

(43) 公開日 平成12年4月7日(2000.4.7)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード* (参考)	
G 0 1 N 21/17		G 0 1 N 21/17	6 2 0	2 F 0 6 5
A 6 1 B 1/00	3 0 0	A 6 1 B 1/00	3 0 0 D	2 G 0 5 9
	10/00		E	4 C 0 6 1
G 0 1 B 11/00		G 0 1 B 11/00	A	

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願平10-266753

(22) 出願日 平成10年9月21日(1998.9.21)

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 堀井 章弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 上野 仁士

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

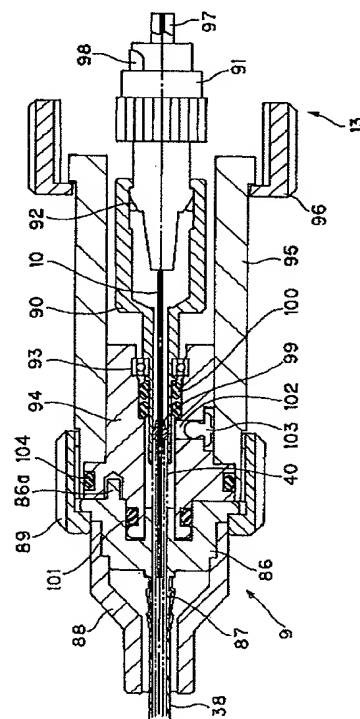
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光走査プローブ装置

(57) 【要約】

【課題】 シースの内側が傷ついた場合にも、シース部分を交換することにより再び観察像を得るのに使用できる光走査プローブ装置を提供する。

【解決手段】 光走査プローブの光学シース38内に挿通されるフレキシブルシャフト40の内側には第4のシングルモードファイバ10が配置され、この光学シース38の基端側のコネクタ部9は観測装置の回転駆動装置13に着脱自在であると共に、光学シース38の基端はシース止め86の前面に突設した口金部87に着脱自在で接続する構造にして、光学シース38の内面に傷が付いても、光学シース38部分を取り外して交換することにより、再び光走査プローブ8を使用できるようにした。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光走査プローブ装置であって、全長の大部分が柔軟な樹脂チューブで構成され少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されているシースとシースの光透過性の良い素材で形成されている部分の内側に設けられ、光をシース内側に向けて出射し、その透過光をシース外側の被検体に照射し、被検体からの反射・散乱・励起光をシースを透過して入射するような光の出射・入射部と、シースの少なくとも光の出射・入射部が設けられた部分が交換可能であることを特徴とする光走査プローブ装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築するための光走査プローブ装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、生体組織を診断する場合、組織内部の光学的情報を得ることのできる装置として、低干渉性光を用いて被検体に対する断層像を得る干渉型の OCT（オプティカル・コヒーレンス・トモグラフィ）が例えば特表平 6-511312 号公報に開示されている。

【0003】特表平 6-511312 号公報では体腔内に挿入するための外側のチューブ状シースに対して内側に光ファイバおよび光学素子が設けられた回転チューブを設けた光走査プローブ装置（以下、単に光プローブ或いはプローブと略記）が開示されている。

【0004】しかし、プローブの着脱手段がないため、体腔内での使用に必要な洗浄・滅菌ができない。また、先端のプリズム等の光学素子が外側シースに対して露出して回転しているため、生体を傷つける可能性が有る。

【0005】それに対し、特願 9-313924 号には、着脱可能な OCT 用光プローブが開示されている。着脱可能なコネクタ部を有し、先端のプリズム等の光学素子まで透明なシースで覆って密封している。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかし、この技術では内視鏡の鉗子孔にプローブを挿通して体腔内に挿入する場合など、プローブが湾曲した場合、先端の光学素子の支持部が外側シースの内側に回転しながら接触し、外側シースの内側を傷つけ、その部位で光の乱反射が生じるため外側シースの光学特性を劣化させ、光学素子から出射する OCT 照射光及び生体からの観察光を遮り観察性能を劣化させるという問題が有った。

【0007】また、シースの傷いた箇所が照射光及び観察光の位置でなくとも、プローブの湾曲形状によって回

転シースが外側シースの位置に対して前後して移動するため、傷ついた箇所が観察光の場所に現れるという問題があった。

【0008】（発明の目的）本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、シースの内側が傷ついた場合にも、別の光走査プローブ装置を使用することなく、シース部分を交換することにより同じ光走査プローブ装置を使用して観察像を得ることができる光走査プローブ装置を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光走査プローブ装置であって、全長の大部分が柔軟な樹脂チューブで構成され少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されているシースとシースの光透過性の良い素材で形成されている部分の内側に設けられ、光をシース内側に向けて出射し、その透過光をシース外側の被検体に照射し、被検体からの反射・散乱・励起光をシースを透過して入射するような光の出射・入射部と、シースの少なくとも光の出射・入射部が設けられた部分が交換可能にすることにより、シースの内面が傷ついた場合は、その傷ついたシースのみ交換して観察を行えるようにしている。

【0010】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第 1 の実施の形態）図 1 ないし図 8 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は本発明の第 1 の実施の形態の光走査プローブ装置を備えた光イメージング装置の全体構成を示し、図 2 は光走査プローブ装置が挿通される内視鏡を示し、図 3 は光走査プローブ装置及び回転駆動装置の構成を示し、図 4 は光走査プローブ装置の先端側の構成を示し、図 5 は図 4 とは異なる構成の光走査プローブ装置の先端側の構成を示し、図 6 及び図 7 はさらに異なる構成の光走査プローブ装置の先端側の構成を示し、図 8 はコネクタ部の詳細な構成を示す。

【0011】本実施の形態の目的は外側シースの内面が傷ついても、シースを交換可能にすることにより観察が可能な光プローブ装置を提供することにある。また、光学素子の保持部に曲面部を設けることにより、外側シースの内面が傷つきにくい光プローブ装置を提供することにある。

【0012】また、外側シース内腔に屈折率整合水を封入することにより、外側シース内面の反射を減衰させ、ゴーストを防止することができる光プローブ装置を提供することにある。また、外側シース内腔に屈折率整合水を封入することにより、外側シース内面の反射を減衰させ、外側シースの内面が傷ついても、傷の乱反射による影響が小さくできる光プローブ装置を提供することにあ

る。

【0013】また、シースの着脱部に水密シールを設け、コネクタ部に屈折率整合水封入用の注水孔を設けることにより、着脱後に屈折率整合水の封入が可能な光プローブ装置を提供することにある。さらに光ファイバ接合部材の長さの範囲内に回転チューブの接合部を設けることにより、硬質長を短縮することができる光プローブ装置を提供することにある。

【0014】図1に示す光イメージング装置（光断層画像装置）1Aは観測装置27内に超高輝度発光ダイオード（以下、SLDと略記）等の低干渉性光源2を設けている。この低干渉性光源2はその波長が例えば1300nmで、その可干渉距離が例えば17 μ m程度であるような短い距離範囲のみで干渉性を示す低干渉性光の特徴を備えている。つまり、この光を例えば2つに分岐した後、再び混合した場合には分岐した点から混合した点までの2つの光路長の差が17 μ m程度の短い距離範囲内の場合には干渉した光として検出され、それより光路長が大きい場合には干渉しない特性を示す。

【0015】この低干渉性光源2の光は第1のシングルモードファイバ3の一端に入射され、他方の端面（先端面）側に伝送される。この第1のシングルモードファイバ3は途中の光カップラ部4で第2のシングルモードファイバ5と光学的に結像されている。従って、この光カップラ部4で2つに分岐されて伝送される。

【0016】第1のシングルモードファイバ3の（光カップラ部4より）先端側には、非回転部と回転部とで光を伝送可能な結合を行う光ロータリジョイント6が介挿され、この光ロータリジョイント6内の第3のシングルモードファイバ7の先端に第1の実施の形態の光走査プローブ装置（以下、光走査プローブ或いは光プローブと略記）8のコネクタ部9が着脱自在で接続され、この光走査プローブ8内に挿通され、回転駆動される第4のシングルモードファイバ10に低干渉性光源2の光が伝送（導光）される。

【0017】そして、伝送された光は光走査プローブ8の先端側から被検体としての生体組織11側に走査されながら照射される。また、生体組織11側での表面或いは内部での散乱などした反射光の一部が取り込まれ、逆の光路を経て第1のシングルモードファイバ3側に戻り、光カップラ部4によりその一部が第2のシングルモードファイバ5側に移り、第2のシングルモードファイバ5の一端から光検出器としての例えばフォトダイオード12に入射される。なお、光ロータリジョイント6のロータ側は回転駆動装置13によって回転駆動される。

【0018】また、第2のシングルモードファイバ5の光カップラ部4より先端側には基準光の光路長を変える光路長の変換機構14が設けてある。この光路長の変換機構14は光走査プローブ8により生体組織11の深さ方向に所定の走査範囲だけ走査する光路長に対応してこ

の走査範囲の光路長だけ高速に変化する第1の光路長変換手段と、光走査プローブ8を交換して使用した場合の個々の光走査プローブ8の長さのバラツキを吸収できるようにその長さのバラツキ程度の光路長を変化できる第2の光路長の変換手段とを備えている。

【0019】第2のシングルモードファイバ5の先端に対向してこの先端と共に1軸ステージ18上に取り付けられ、矢印aに示す方向に移動自在のコリメートレンズ30及びレンズ15を介してグレーティング16が配置されている。また、このグレーティング（回折格子）16と対応するレンズ17を介して微小角度回転可能なガルバノメータ19が第1の光路長の変換手段として取付けられており、このガルバノメータミラー19はガルバノメータコントローラ20により、符号bで示すように高速に回転的に振動される。

【0020】このガルバノメータミラー19はガルバノメータのミラーにより反射させるもので、ガルバノメータに交流の駆動信号を印加してその可動部分に取り付けたミラーを高速に回転的に振動させるものである。つまり、光走査プローブ8により、生体組織11の深さ方向に所定の距離だけ高速に走査できるようにガルバノメータコントローラ20により、駆動信号が印加され、この駆動信号により符号bで示すように高速に回転的に振動する。

【0021】そして、この回転的振動により第2のシングルモードファイバ5の端面から出射され、ガルバノメータミラー19で反射されて戻る光の光路長は生体組織11の深さ方向に走査する所定の距離の走査範囲だけ変化する。つまり、ガルバノメータミラー19により、深さ方向の断層像を得るための第1の光路長の変換手段を形成している。このガルバノメータミラー19による光路長の変換手段はSCIENCE VOL. 276、1997、pp2037-2039に開示されている。

【0022】また、第2のシングルモードファイバ5およびコリメートレンズ30は、その光軸方向に符号aで示すように移動自在な1軸ステージ18上に設けられ、第2の光路長の変換手段となっている。また、第2のシングルモードファイバ5には、ファイバで構成される干渉系全体および光走査プローブ8内のファイバの曲げによって生じる複屈折性の影響を取り除くための偏波面調整用のファイバループ29が設けられている。

【0023】一方、1軸ステージ18は光走査プローブ8を交換した場合に対し、光走査プローブ8の光路長のバラツキを吸収できるだけの光路長の変換範囲を有する第2の光路長の変換手段を形成すると共に、ガルバノメータミラー19による光路長を過経して深さ方向の画像を得る場合に所望とする位置（例えば、光走査プローブ8の先端が生体組織の表面に密着していない場合でも、1軸ステージ18による光路長を変化させることにより、生体組織11の表面位置から干渉する状態に設定す

10

20

30

40

50

ることにより、その表面位置)から画像化することができるようオフセットを調整する調整手段の機能も備えているようにしている。

【0024】この1軸ステージ18はステージ移動用のモータを備え、位置制御装置21によりそのモータに駆動信号を印加することにより1軸ステージ18は符号aで示す方向に移動する。この光路長の可変機構14で光路長が変えられた光は第2のシングルモードファイバ5の途中に設けたカップラ部4で第1のシングルモードファイバ3側から漏れた光と混合されて、共にフォトダイ

オード12で受光される。

【0025】なお、例えば第2のシングルモードファイバ5は1軸ステージ18をその可変範囲の中間位置付近に設定した状態では光カップラ部4から第4のシングルモードファイバ9等を経て光走査プローブ8の先端から生体組織11に至る光路長と、第2のシングルモードファイバ5を経て1軸ステージ18上のガルバノメータミラー19で反射される光路長とがほぼ等しい長さとなるように設定されている。

【0026】そして、実際に接続して使用される光走査プローブ8に応じて1軸ステージ18の位置を可変設定することにより、個々の光走査プローブ8の長さのバラツキを吸収し、かつガルバノメータミラー19を高速で回転的振動或いは高速振動させてその基準光側の光路長を周期的に変化することにより、この光路長と等しい値となる生体組織11の深さ位置での反射光とを干渉させ、他の深さ部分での反射光は非干渉にすることができるようになっている。

【0027】上記フォトダイオード12で光電変換された信号はアンプ22により増幅された後、復調器23に

入力される。この復調器23では干渉した光の信号部分のみを抽出する復調処理を行い、その出力はA/D変換器24を経てコンピュータ25に入力される。このコンピュータ25では断層像に対応した画像データを生成し、モニタ26に出力し、その表示面にOCT像26aを表示する。このコンピュータ25は位置制御装置21と接続され、コンピュータ25は位置制御装置2を介して1軸ステージ18の位置の制御を行う。また、コンピュータ25はビデオ同期回路28と接続され、画像化する際のビデオ同期信号に同期して内部のメモリに断層像データを格納する。

【0028】また、このビデオ同期回路28のビデオ同期信号はそれぞれガルバノメータコントローラ20と回転駆動装置13にも送られ、例えばガルバノメータコントローラ20はビデオ同期信号(より具体的には高速及び低速の2つのビデオ同期信号における高速の第1のビデオ同期信号)に同期した周期で駆動信号を出力し、回転駆動装置13はビデオ同期信号(より具体的には低速の第2のビデオ同期信号)に同期した周期で第1のビデオ同期信号に同期した駆動信号を出力し、回転駆動装置

13による回転により周方向に光を走査するようにしている。

【0029】第1の実施の形態の光走査プローブ8は図2に示すように内視鏡31の鉗子挿通口32から鉗子挿通用チャンネルを経てその先端開口から光走査プローブ8の先端側を突出させることができる。この内視鏡31は体腔内に挿入し易いように細長で可撓性の挿入部33を有し、この挿入部33の後端には太幅の操作部34が設けてある。この挿入部33の後端付近には鉗子挿通口32が設けてあり、この鉗子挿通口32はその内部で鉗子挿通用チャンネルと連通している。

【0030】挿入部33内には図示しないライトガイドが挿通され、このライトガイドの入射端を光源装置に接続し、照明光を伝送して挿入部33の先端部に設けた照明窓から出射し、患部等を照明する。また、照明窓に隣接して観察窓が設けられ、この観察窓には対物光学系が取り付けられ、照明された患部等を光学系に観察できるようにしている。そして、内視鏡31の先端部の観察光学系の観察の下で、患部等の注目する部分の生体組織11側に光走査プローブ8により、低干渉性光を照射し、その生体組織11の内部の断層画像データを得て、モニタ26の表示面にOCT像26aを表示できるようにしている。

【0031】また挿入部33の先端部には湾曲部35および(内視鏡)先端部36が設けられている。湾曲部35を経て光走査プローブ8を挿入させる時、また光走査プローブ8の先端37を内視鏡先端部36より突出させて生体組織11に接させる時、図2に示す様に光走査プローブの先端部36は小さな湾曲半径で湾曲する。

【0032】図3は光走査プローブ8及び回転駆動装置13の概略の構成を示す。図3に示すように光走査プローブ8は細長い管状の樹脂チューブで構成された光学シース38と、シース38を回転駆動装置13に接続するコネクタ部9と、光学シース38の内側に設けられ、自在に回転して回転力を伝達するフレキシブルシャフト40と、フレキシブルシャフト40の内腔に設けられた第4のシングルモードファイバ10と、フレキシブルシャフト40の先端に接続されたレンズユニット39と、フレキシブルシャフト40の後端に接続された回転伝達コネクタ42と、第4のシングルモードファイバ10の後端に接続された光コネクタ41よりなる。

【0033】この光走査プローブ8の後端が接続される回転駆動装置13は中空の回転シャフト43及びこの回転シャフト43の後端に接続された光ロータリジョイント6を有する。この回転シャフト43の先端部には光コネクタ41が設けられ、この光コネクタ41と光ロータリジョイント6は回転シャフト43の中空部内に配置された第3のシングルモードファイバ7で接続されている。

【0034】また、回転駆動装置13は回転シャフト4

3を回転するモータ44及びその回転シャフト43の回転を検出するエンコーダ45とを有し、モータ44の回転軸に取り付けたモータプーリ44aと、エンコーダプーリ45aの回転軸に取り付けたエンコーダプーリ45a及び回転シャフト43にはベルト46が掛け渡してある。また、モータ44およびエンコーダ45は回転駆動コントローラ48に接続されている。

【0035】次に、この回転駆動装置13の作用をまず説明する。モータ44の回転はモータプーリ44aに伝達され、ベルト46により回転シャフト43及びエンコーダプーリ45aに伝達される。エンコーダ45は回転シャフト43の回転速度を検出し、その回転速度が指定された速度になるように回転駆動コントローラ48によりモータ44の駆動電流を制御する。これにより、回転シャフト43は指定された速度で一定に回転する。また、回転シャフト43の回転角はエンコーダ45により検出され、回転駆動コントローラ48を経由して信号49がビデオ同期回路28側に送られる。

【0036】この信号49は1回転を256パルスで分割したパルスであるA相であるA相信号49a、このA相に対し、45度の位相ずれをもつB相のB相信号49bと、1回転に1回のパルスである1回転信号49cとよりなる。

【0037】次に、光走査プローブ8の作用を説明する。第3のシングルモードファイバ7で伝送された光は光コネクタ41によって第4のシングルモードファイバ10に伝達される。また、回転シャフト43の回転は回転伝達コネクタ42によってフレキシブルシャフト40に伝達される。

【0038】第4のシングルモードファイバ10の伝送光はレンズユニット39に伝達され、光学シース38を通して検査光として外部に出射され、生体組織からの反射光を受光し、再び第4のシングルモードファイバ10に伝達する。フレキシブルシャフト40の先端はレンズユニット39に接続されているため、フレキシブルシャフト40、レンズユニット39、第4のシングルモードファイバ10は一体で回転する。なお、光学シース38の後端側は図8を参照して後述するようにシース止め86に設けた口金部87に着脱自在に接続される構造になっている。

【0039】図4(A)は光走査グローブ8の詳細な構成を示す。光学シース38は柔軟性のある樹脂チューブ50aと、例えばこれと同質の樹脂で構成され、樹脂チューブ50aの先端開口を閉塞する先端部材50bよりなり、樹脂チューブ50aと先端部材50bは例えば熱溶着で接合されている。レンズユニット39は低干渉性光の出射方向を変更するプリズム51、低干渉性光の偏波面を回転するファラデーローテータ(ファラデー回転子)52、集光するGRINレンズ53およびこれらを保持するレンズ枠54よりなる。また、第4のシングル

モードファイバ10はフェルール55に、そのフェルール55の後端の接着剤57で接着されている。

【0040】レンズユニット39、フェルール55及びフレキシブルシャフト40は中空の繋ぎ部材56で接続されている。また、フレキシブルシャフト40の先端は繋ぎ部材56に挿入され、接着剤58で接着して連結固定されている。

【0041】第4のシングルモードファイバ10の中心軸Oに沿って伝送された低干渉性光はその先端のファイバ端10aより出射され、対向するGRINレンズ53に入射して集光され、さらにファラデーローテータ52を経てプリズム51により方向を直角に曲げられ、シース50aを透過して観察ビーム62となり、焦点63に集光する。

【0042】なお、光学シース38の先端側、より具体的には少なくともプリズム51に対向する部分の樹脂チューブ50aは低干渉性光を透過する光透過性の良い素材で形成されている。

【0043】第4のシングルモードファイバ10の先端のファイバ端10aおよびGRINレンズ53の間隔61を変えることにより、シース50aの外面からの距離59の焦点63の位置を(距離59の値を変更して)変更することができる。繋ぎ部材56およびレンズ枠54はフレキシブルシャフト40の回転によりシース50aに対し回転するため、レンズ枠角部54aとシース内面73が接触して傷つくことが多い。

【0044】また、フレキシブルシャフト40は光走査プローブ8の挿入形状により全長が変化するためレンズ枠角部54aとシース内面73の接触により生じた傷が観察ビーム62と交差し、観察が正常に行われない場合がある。このような場合には図4(A)では光学シース38部分を新しい光学シース38と交換することにより、観察像を得ることができるようにしている。

【0045】次に、図4(B)に先端部の別の構成を示す。光学シース38は柔軟性のあるナイロンチューブ64及びその先端開口を閉塞する先端キャップ65により構成され、ナイロンチューブ64および先端キャップ65は接着により接合されている。このナイロンチューブ64は少なくともその先端側は光透過性である。

【0046】レンズユニット39のレンズ枠55の先端側には丸み付キャップ66が接続されている。この丸み付キャップ66には開口部67が設けられ、観察ビーム62を透過できるようになっている。丸み付キャップ66のR部72がシース内面73と接触するため、丸み付キャップ66が回転してもシース内面73は傷つきにくい。

【0047】なお、この光走査プローブ8では、繋ぎ部材56に間隔管68を介して所定の光路長を確保してレンズユニット39を構成するレンズ枠54を取り付けるようにしている。

【0048】また、図4(A)のフェルール55の代わりに段削りフェルール60が設けられている。段削りフェルール60はその後端側にその外周面を段差状に削り取って細径にした段削り部70が設けられ、この段削り部70の外径はフレキシブルシャフト40の内径よりも小さく、フレキシブルシャフト40の先端部に挿入され、その内側の第4のシングルモードファイバ10と共に接着充填部71でフレキシブルシャフト40に接着固定されている。

【0049】これにより、段削りフェルール60および第4のシングルモードファイバ10の接着長を確保した上でフレキシブルシャフト40と繋ぎ部材56との接着部を段削りフェルール60の長さの範囲内に設けることにより先端部の硬質長を短縮することができる。

【0050】また、丸み付きキャップ66と先端キャップ65の空間の間隔Lは、ナイロンチューブ64等、光学シース38の温度による伸縮、また湾曲によるフレキシブルシャフト40と光学シース38の相対的移動のための余裕空間で、光学シース38の材質に左右されるが通常8mm程度必要である。

【0051】図5(A)に更に別の構成を示す。光学シース38とレンズユニット39の間の内腔76には光学シース38(の光透過窓)を形成するナイロンチューブ64の屈折率とほぼ同じ屈折率の屈折率整合水77が充填されている。レンズ枠54の先端側に取り付けた丸み付きキャップ66には開口部66aおよび66bが設けられ、観察ビーム62を透過すると共に、屈折率整合水77が通過可能になっている。

【0052】プリズム51の反射面148は、屈折率整合水77と直接接するため、プリズム素材の屈折率と整合水77の屈折率が近い場合全反射しない。そこで反射面51aにはアルミコーティングや誘電体多層膜コーティングなどの反射コーティング層を設け、全反射させるようにしている。

【0053】図4(B)の段削りフェルール60の代わりにステンレスパイプ78が設けられている。ステンレスパイプ78の内腔には第4のシングルモードファイバ10を構成するファイバ芯線79及びジャケット80が挿通され、ジャケット80は接着部84で接着されている。また、ステンレスパイプ78の先端は平面または球面研磨されている。

【0054】レンズユニット39およびステンレスパイプ78の間にはガラス材81が充填されている。また、繋ぎ部材56にはガラス材81との接着部82の近傍にレンズユニット39挿入時の空気を抜くための空気抜孔83が設けられている。

【0055】光学シース38とレンズユニット39の間の内腔76には屈折率整合水77を充填することによって、光学シース38内面の反射を減衰させ、光学シース38の外側でも同様に生じる反射との多重反射によるゴ

ーストを防止する事ができる。

【0056】また、光学シース38内面の反射が減衰するため、光学シース38内面が傷ついても、傷による乱反射の影響を小さくすることができる。図5(B)は丸み付きキャップ66とプリズム51、開口部66bと繋ぎ部材56の関係を立体的に図示したものである。

【0057】図6(A)は図4(A)の構成に樹脂キャップ85を設けたものである。樹脂キャップ85はレンズ枠54およびプリズム51と一体成形され、プリズム51の観察ビーム62の出射方向には図6(A)のA-A'断面の図6(B)にも示すように開口部85aが設けてある。樹脂キャップ85は丸み付きキャップ66と同様のR部を有するため、シース内面を傷つけないという点で図4(B)、図5(A)と同様の効果を有する。

【0058】図7(A)にシースを傷つけない他の方法を示す。図4(A)の構成において、シース内面を傷つける可能性を持つ繋ぎ部材56のレンズ枠54との接合部の端部56aを光照射・受光部から離して配置する構成にしている。

【0059】例えばレンズ枠54の外周面を後端側に対してその先端側をテーパ状に細径にしてその先端側にプリズム51等を取り付けている。光学シース38に対してレンズユニット39が相対的に移動しても、繋ぎ部材56の端部56aで仮に傷が生じても、その位置までは光照射受光部が移動しないので、光の送受に影響を及ぼすことはない。

【0060】図7(B)に更に別の方法を示す。図4

(A)の構成におけるシース38を繋ぎ部材56の前端部56aと空隙を有して対向する突き当て部74aを有する透明シース74と、繋ぎ部材端56の後端部56bと空隙を有して対向する突き当て部75bを有する根元側シース75を接合して構成されている。

【0061】繋ぎ部材56の位置は自在に回転できるが、この構成では突き当て部74aと突き当て部75bにより規制されるため、繋ぎ部材56の前端部56aおよびレンズ枠54の角部54aにより生じるシース内部の傷は、光照射・受光部に現れないようにできる。

【0062】図8はコネクタ部9の詳細な構成を示す。光学シース38はシース止め86の前面に設けたタケノコ状の突起を有する口金部87に着脱自在に取り付けられている。また、シース止め86には折れ止め88が設けられており、光学シース38の後端(基端)部分を折れ止め88で覆うようにしている。

【0063】この光学シース38の後端部より突出するフレキシブルシャフト40はコネクタ止め90に取り付けられる。このコネクタ止め90は光コネクタ91に接着部92で接合されている。

【0064】また、コネクタ止め90は軸受け93を介して回転自在に軸受け台94に保持されている。軸受け台94はケース95と締め付けリング96によって回転

駆動装置 13 に取り付けられる。

【0065】また、軸受け台 94 の前端面にシース止め 86 の後端面が押しつけられ、止めネジ 89 でシース止め 86 がケース 95 に着脱自在で固定される。この場合、軸受け台 94 の端面に設けた凹部にシース止め 86 の端面に設けた回転止め用突起 86a をはめ込むことによりシース止め 86 が不用に回転しないようにしている。

【0066】また、光コネクタ 91 は第 4 のシングルモードファイバ 10 と回転駆動装置 13 を接続するための 10
フェルール 97 と光コネクタ 91 の接続方向を定める回り止め 98 を有する。光コネクタ 91 を回転することにより、コネクタ止め 90 が回転し、フレキシブルシャフト 40 に回転が伝達される。また、コネクタ止め 90 とフレキシブルシャフト 40 とシングルモードファイバ 10 は水密接着部 99 で水密を確保して接着されている。

【0067】また、コネクタ止め 90 と軸受け台 94 の間には Oリング 100 が水密シールとして設けられている。また、シース止め 86 と軸受け台 94 の間にも水密シールの機能を備えた Oリング 101 が設けられてい 20
る。これらの水密シールにより、光学シース 38 とフレキシブルシャフト 40 との間に充填された屈折率整合水が漏れ出すことがなく、軸受け台 94 に設けられた注水口 102 より屈折率整合水を封入することができる。

【0068】また、フレキシブルシャフト 40 の隙間から内部に浸入した水も漏れ出すことはない。注水口 102 は通常は注水蓋 103 で閉塞されている。また、軸受け台 94 とケース 95 との間にも Oリング 104 を介挿して水密を確保している。

【0069】本実施の形態では、図 8 に示すように光学 30
シース 38 の基端はシース止め 86 の口金部 87 に着脱自在で接続した構成になっているので、光学シース 38 の内面に傷ができた場合には、光学シース 38 を口金部 87 から引き離し、新しい光学シースと交換するのみで、その他はそのまま使用して OCT 像を得るのに使用できる。

【0070】（第 2 の実施の形態）次に本発明の第 2 の実施の形態を図 9 を参照して説明する。本実施の形態の目的は外側シースの内面が傷ついても、シースを交換可能にすることにより観察が可能とすることにある。また、シースの先端部分の光透過部のみ交換可能にして安価であるようにする。

【0071】また、光学素子保持部とシース内面の接触部に硬質コーティングを設けることで、接触による傷をつきにくくする。また、シース内面の照射・観察光の透過部に反射防止コーティングを設けることで、シース内面の反射を減衰させ、ゴーストを防止する。

【0072】図 9 に示す光プローブ 8 は第 1 の実施の形態における図 4 (B) との相違は光学シース 38 が光透過性でない（或いは光透過／光不透過のどちらでも良 50

い）樹脂チューブ 110 と光透過性を有するチューブ 64 が接続管 111 により接続されていることである。

【0073】接続管 111 とチューブ 110 とは例えば嵌合して接着部 112 で接合されている。また、チューブ 64 の後端には接続管 111 のタケノコ状の突起を設けた口金部 113 が挿入して接続されている。

【0074】また、チューブ 64 の内側でレンズユニット 39 とプリズム 51 がチューブ 54 に接触する可能性がある部分には硬質コーティング部 114 が設けられており、接触しても傷つきにくい構成となっている。樹脂に対する適切な硬質コーティング部 114 としては、窒化チタンなどの薄膜セラミックス等がある。また薄いガラス管をコーティングの代わりに封入しても良い。シース内面が傷ついた場合にはシース 64 と接続管 111 は接着されていないので、シース 64 を切りさいて破棄し、新しいシース 64 を接続管 111 の口金部 113 に装着することにより、容易に交換することができる。

【0075】また、この硬質コーティング部 114 を置換またはコーティング部に付加して誘電体多層膜等で構成された反射防止コーティングを設けることで、チューブ 64 内部の空気とチューブ 64 の屈折率差による反射を減衰させ、第 1 の実施の形態の図 5 (A) における屈折率整合水と同様の効果を得ることができる。

【0076】更に、シース 64 の照射光・観察光の透過する部分の外側に、外側に存在する空気、鋭気水、生体組織などの媒質に対応した誘電体多層膜等で構成された反射防止コーティングを設けることで、チューブ 64 とチューブ 64 外部の媒質の誘電体多層膜等で構成された反射防止コーティングを設けることで、内面および内部の光学素子界面の反射との多重反射によるゴーストを防止する事ができる。

【0077】本実施の形態によれば、上述した目的を達成できる。

【0078】つまり、第 1 の実施の形態の光学シース 38 を形成するチューブ 64 の内面が傷ついても、そのチューブ 64 部分を交換可能にすることにより観察が可能となる。この場合、シース全体でなく、シースの先端部分の光透過部のみ交換可能にして安価で済む。

【0079】また、光学素子保持部とシース内面の接触部に硬質コーティング部 114 を設けることで、接触による傷をつきにくくできる。また、シース内面の照射・観察光の透過部に反射防止コーティングを設けることにより、シース内面の反射を減衰させ、ゴーストを防止できる。

【0080】（第 3 の実施の形態）次に本発明の第 3 の実施の形態を説明する。本実施の形態の目的は光プローブを交換した場合にも、光路長の長さのバラツキを自動的に補正して、確実に断層像を得ることができる光イメージング装置を提供することにある。

【0081】図 10 は第 1 の光路長変化手段と第 2 の光

路長変化手段の構成を示す。図1における第2のシングルモードファイバ5の端部に設けた光路長の可変機構14の他の実施の形態に相当する。

【0082】本実施の形態における第2のシングルモードファイバ115から出射した光はコリメートレンズ116により平行光に変換され、反射ミラー117に入射し、直角方向に反射される。この反射ミラー117からの光はコーナミラー118により再び反射ミラー117に入射し、ファラデーローテータ119を透過し、レンズ120に入射する。

【0083】コーナミラー118は一軸スライダ121に取り付けられ、コーナミラー118は矢印cで示す方向に移動自在であり、反射ミラー117とコーナミラー118の間隔を変えることで光路長を大きく変化させることができる。

【0084】レンズ120に入射した光はミラー122により反射し、グレーティング123に入射し、グレーティング123により分光された光はレンズ124によってガルバノメータミラー125に入射する。ガルバノメータミラー125を反射した光は逆の光路を通過して第5のシングルモードファイバ115に入射する。ガルバノメータミラー125を走査させることにより光遅延時間を変化させることができる。その他は第1の実施の形態と同様の構成である。

【0085】第1の実施の形態における図4(A)に示される物体側の干渉系のアームにある光走査プローブ8に設けられたファラデーローテータ52と、参照光側のアームにあるファラデーローテータ119によって、光走査プローブ8の湾曲により内部にあるファイバが湾曲することによって生じる複屈折性を補償することができることは、“Rapid acquisition of in vivo biological images by use of optical coherence tomography”, G. J. Tearney et. al, Optics Letters, vol. 21, NO. 17, p. 1408-1410, 1996に開示されている。

【0086】図11は第1の光路長変化手段と第2の光路長変化手段の他の構成例を示す。第2のシングルモードファイバ115から出射した光はコリメートレンズ131により平行光に変換され、コーナミラー118により2回反射し、レンズ132に入射する。

【0087】コーナミラー118には一軸スライダ121が設けられ、コリメートレンズ131とレンズ132とコーナミラー118の間隔を変えることで光路長を大きく変化させることができる。

【0088】レンズ132に入射した光はシングルモードファイバ133に入射し、シングルモードファイバ1337から出射した光はレンズ134によりグレーティング123に入射し、グレーティング123により分光された光はレンズ124によってガルバノメータミラー125に入射する。ガルバノメータミラー125を反射した光は逆の光路を通過して第2のシングルモードフ

ファイバ115に入射する。

ガルバノメータミラー125を走査させることにより光遅延時間を変化させることができる。その他は第1の実施の形態と同様の構成である。

【0089】図12(A)に本実施の形態の光イメージング装置で得られた像を示す。モニタ像121の中心122を中心としてシース外面の環状の反射像123および生体組織の像124が得られている。モニタ中心122が光プローブ8の回転中心に対応している。

【0090】図12(B)にモニタの中心122と光プローブ8の回転中心がずれた像を示す。これは、第4のシングルモードファイバ10およびレンズユニット39の光路長が想定していた長さと、実際とずれていた場合における。

【0091】シース外面の反射像123の直径が増え、同様に生体組織の像124も拡大している。従って、正確な診断が行うことができない。そのため、正確な光路長を算出する必要がある。

【0092】図13から図16に正確な光路長を算出する方法を示す。

図9および図10で示された光路長変化手段で光路長を変化させながら反射強度を得ると図13のような信号が得られる。横軸125が光路長(距離)を示し、縦軸126が反射強度を示す。

符号127がファイバ端に対応した反射ピークを示し、符号128がGRINレンズ53の入射端、符号129がファラデーローテータ52の入射端、符号130がプリズム51の入射端、符号131がシース内面、符号132がシース外面、符号133が測定生体組織での反射を示す。それぞれの反射ピークの間隔はそれぞれの光学素子の光路長に対応している。

【0093】図14は像の中心となる光路長の位置を決定する方法を示す。まず、ステップS1で反射強度のピークと、そのピークに対応する光路長を検出する。次のステップS2でプリズム、GRINレンズの入射・出射面の光路長とパターンマッチングを行う。

【0094】次にステップS3で一致する位置を検出し、プリズムの出射端の位置を同定する。次のステップS4で、像の中心となる光路長の位置を決定する。また、図15および図16に像の中心となる光路長の位置を決定する別の方法を示す。

【0095】図15に示すように光プローブ8の先端にキャリブレーション治具143を置く。このキャリブレーション治具143はその内面には高い反射率を有する塗装膜144が形成されている。

【0096】そして、図16に示すように最初のステップS5で図14のステップS1と同様に反射強度のピークと、そのピークに対応する光路長を検出する。次のステップS7で最大強度の反射ピークをキャリブレーション治具143からの反射として同定する。

【0097】次のステップS8で、上記ピークの1つ手前側のピークをシース表面からの反射として同定する。そして、次のステップS9でシース外径より像の中心となる光路長の位置を決定する。図17は水平方向に走査する光走査プローブ148を示す。フレキシブルシャフト40とGRINレンズ53とプリズム51とシングルモードファイバ10は保持部材151により接合されている。フレキシブルシャフト40を左右方向fに走査することにより観察ビーム62および焦点63は左右方向gに走査され、水平方向に走査した場合の像を得ることができる。

【0098】図18に図17のプローブで得られたモニタ像152を示す。モニタ像152にシース外面の像123と生体組織の像124が得られる。モニタ上辺とシース外面の像123の距離hは図15、図16に示された同様の方法で光路長を算出することができる。

【0099】図19はプローブの正面方向に走査する光走査プローブ158を示す。光走査プローブ158はシース或いはレンズ枠161の内側にシングルモードファイバ10を配置し、その先端面に対向してレンズ枠161の先端開口に取り付けた対物レンズ162を経て光を出射できるようにする。

【0100】また、シングルモードファイバ10の先端部163には例えばピエゾ素子164が取り付けられ、ピエゾ素子164（の電極）に図示しない信号線を介して信号レベルが変化する駆動信号を印加することにより、先端部163を図19に示すように上下方向jに走査する構成になっている。

【0101】このピエゾ素子164によりシングルモードファイバ10の先端部163を上下方向に走査することにより観察ビームが生体組織11を上下方向kに走査され、生体組織11の像を得ることができる。

【0102】図20に図19の光走査プローブ158で得られた像を示す。モニタ像152としてシース外面の像165と生体組織11の像124が得られる。モニタ上辺とシース外面の像165の距離mは図14、図16に示された同様の方法で光路長を算出することができる。

【0103】（第4の実施の形態）次に本発明の第4の実施の形態を説明する。図21、図22は本発明の第4実施の形態に係り、図21は光断層画像装置の概略構成を示す構成説明図、図22は光断層画像装置用光走査プローブの挿入部先端の詳細構成を示す構成図である。

【0104】図21に示すように、本実施の光断層画像装置1Bは、図1における第2のシングルモードファイバ5の出射端に対向して可視領域の波長のガイド光となるレーザ光を供給するレーザ光源171と、このレーザ光は透過するダイクロイックミラー172とを配置し、第2のシングルモードファイバ5の出射端から出射される低干渉性光はダイクロイックミラー172で反射

させて光検出器としてのフォトダイオード12で受光する構成にしている。その他の構成については、図1に示す第1の実施の形態と同一であり、ここでは説明を省略する。

【0105】また、本実施の形態の光走査プローブ8を図22（A）に示す。光学シース38は円筒チューブ181とその先端に取り付けた先端キャップ182とからなり、このシース38内の先端側には集光光学系が収納されている。

【0106】つまり、図22に示すように、低干渉性光とガイド光を光走査プローブ8の先端へ導光し、被検体からの反射光を戻す第2のシングルモードファイバ10と、第2のシングルモードファイバ10の先端から出射される低干渉性光とガイド光から成る光を所定の位置に集光するGRINレンズ53と、低干渉性光を透過し、ガイド光の波長の光を選択的に反射する直方形のダイクロイックミラー184と、低干渉光の偏光面を回転するファラデー回転子52と、低干渉性光の光路を反射により変更するマイクロプリズム51と、GRINレンズ53、ダイクロイックミラー184、ファラデー回転子52、およびマイクロプリズム51を一体的に固定する光学系固定部材185とを有して構成される。

【0107】光学系固定部材185は、ダイクロイックミラー184のガイド光を反射する面にあわせて、開口を持つ筒状の形状であり、ガイド光の光路を妨げない。また、GRINレンズ53、第2のシングルモードファイバ10、およびシングルモードファイバ10が挿通されて回転力を伝達するフレキシブルシャフト40は、その先端がGRINレンズ53を固定する先端固定部材186に固定されている。

【0108】次に本実施の形態の作用を説明する。内視鏡光源装置からの照明光を内視鏡のライトガイドで導光することにより、挿入部の先端部の照明窓から被検体側を照明する。照明された被検体は観察窓の対物光学系により、固体撮像素子に結像され、ビデオプロセッサで信号処理された。後、表示用モニタに内視鏡画像を表示する。

【0109】低干渉性光での断層像の表示を行う場合には、内視鏡画像を見ながら、内視鏡の鉗子挿入口に光走査プローブ8を通し、内視鏡先端の開口から光走査プローブ8の先端部を突出させる。

【0110】そして、低干渉性光源2からの低干渉性光を第1のシングルモードファイバ3に導光する。第1のシングルモードファイバ3は光ロータリジョイント6を介して第2のシングルモードファイバ7と接続されており、低干渉光を光走査プローブ8の先端に導く。

【0111】また、第2のシングルモードファイバ5の一端にはダイクロイックミラー172を介して可視の波長領域内の特定の波長で発光するレーザ光源171からのガイド光を入射するように配置されている。このた

め、ガイド光はダイクロイックミラー 172 を透過して第 2 のシングルモードファイバ 5 の一端に入射される。第 2 のシングルモードファイバ 5 は光カップラ部 4 により、第 1 のシングルモードファイバ 3 と光学的に接続されているため、光走査プローブ 8 内に挿通される第 4 のシングルモードファイバ 10 は低干渉性光と共に、この低干渉性光と合成されたガイド光も導光する。

【0112】低干渉性光とガイド光は第 4 のシングルモードファイバ 10 によって導光されて、図 22 (A) に示すように対向する GRIN レンズ 53 側に出射され、この GRIN レンズ 53 により集光される。GRIN レンズ 53 の先端面に固着された直方形のダイクロイックミラー 184 に入射したガイド光は、ダイクロイックミラー 184 内部のガイド光の波長帯域を反射するように形成された誘電体多層膜面で進行方向が 90° 異なる方向に出射され、被検体に照射される。

【0113】また、同様にダイクロイックミラー 184 に入射した低干渉性光はそのまま透過し、ファラデー回転子 52 に入射する。ファラデー回転子 52 を透過した低干渉性光は、偏光面を 45° 回転させて、ファラデー回転子 52 の先端に固着されたマイクロプリズム 51 に入射され、その斜面で全反射されて進行方向が 90° 異なるとともに、ダイクロイックミラー 184 と同一の方向に出射される。マイクロプリズム 51 を出射した低干渉性光は被検体に照射される。

【0114】被検体に照射された低干渉性光およびガイド光は、被検体の表面およびその表面近くの内部組織の光学的な特性が異なる部分で反射および組織中で散乱され、一部は照射時とは逆の光路となる光路を経て第 4 のシングルモードファイバ 10 の先端面に入射され、その後端側に伝送される。

【0115】そして光ロータリジョイント 6 を経て第 1 のシングルモードファイバ 3 の先端面に入射され、その途中の光カップラ部 4 によって第 2 のシングルモードファイバ 5 側に一部が移る。ここで、低干渉性光の反射光はガルバノミラー 19 で反射された光と混合される。

【0116】第 2 のシングルモードファイバ 5 の後端からの光は、ダイクロイックミラー 172 でガイド光のみ透過し、その他の成分は反射し、光検出器 12' に入射する。この光検出器 12' に入射した光は、光電変換されて電気信号となる。この信号は干渉光成分のみが抽出されて検波される。そしてデジタル信号に変換されてコンピュータ 25 に入力される。

【0117】コンピュータ 25 は光路長の可変機構 14 により光路長を変化させるようにして被検体の深さ方向の断層像データを得ると共に、回転駆動装置 13 を制御して光ロータリジョイント 6 内の図示しないモータを一定速度で回転させ、1 フレーム分の断層像データを得る。

【0118】コンピュータ 25 では順次得られた断層像

データをその内部の画像メモリに一旦格納し、所定の周期で読み出してモニタ 26 に断層像を表示する。

【0119】術者は、内視鏡画像に表示されるガイド光の照射位置から、観察している断層像の位置を判別し、所望の位置に光走査プローブ 8 を移動させ、必要とする断層像を得る。

【0120】ガイド光と、低干渉光の被検体への照射位置は、若干異なるが、このずれは数 mm であり、光走査プローブ 8 の位置決めに支障はない。また、図 22

(B) に示すように誘電体多層膜面の角度を 45 度から変化させ、例えば反射角を 90° より大きく取った直方形のダイクロイックミラー 186 を用いることにより、より低干渉性光の照射位置に一致させることができる。

【0121】なお、本実施の形態ではダイクロイックミラー 184、186 を直方形としたが、この形状に限定されるものではない。

【0122】このように本実施の形態では、ガイド光がファラデー回転子 52 に入射する前に被検体側にガイド光のみを反射することにより、ガイド光が被検体に照射できるので、内視鏡画像を観察しながら、光走査プローブ 8 を所望の位置に走査し、必要とする断層像を得ることができる。なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせて構成される実施の形態等も本発明に属する。

【0123】[付記]

1. 被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光走査プローブ装置であって、全長の大部分が柔軟な樹脂チューブで構成され少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されているシースとシースの光透過性の良い素材で形成されている部分の内側に設けられ、光をシース内側に向けて出射し、その透過光をシース外側の被検体に照射し、被検体からの反射・散乱・励起光をシースを透過して入射するような光の出射・入射部と、シースの少なくとも光の出射・入射部が設けられた部分が交換可能であることを特徴とする光走査プローブ装置。

【0124】1-1. 付記 1 において、シースの先端が開口していないもの。

1-2. 付記 1 において、内視鏡の鉗子チャンネル内に挿通可能である。

1-3. 付記 1 において、シース及び光プローブ装置本体との接続部に弾性体で構成された水密シールが設けられている。

【0125】(付記 1 の目的) 外側シースの内側が傷ついた場合にも、同じプローブを使用して観察を行える手段を提供する。

(付記 1-3 の目的) シースを交換しても外部からの液体の浸入、内部からの液体の浸出を防止する。

(付記 1 の作用) 外側シースの少なくとも照射光・観察

光の透過する部分を交換可能にすることにより、外側シースの内面が傷ついた場合は、シースのみ交換して観察を行えるという作用を持つ。

（付記１－３の作用）シースの着脱部に水密シールを設け、外部からの液体の浸入、内部からの液体の浸出を防止する。

【０１２６】２．被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光プローブ装置であって、全長の大部分が柔軟な樹脂チューブであって少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されているシースと、シースの光透過性の良い素材で形成されている部分の内側に設けられ、光をシース内側に向けて出射し、その透過光をシース外側の被検体に照射し、被検体からの反射・散乱・励起光をシースを透過して入射するような光の出射・入射部と、シース内側の概全長にわたって挿入された柔軟なパイプ部材と、柔軟なパイプ部材の先端側に取り付けられた前記出射・入射部の保持部材と、該保持部材がシース内面に接する部分に有する角部に曲面部を設けたことを特徴とする光プローブ装置。

【０１２７】２－１．付記２において、該曲面部が、出射・入射部を覆う先端が該半球状であるような保護キャップである。

【０１２８】２－１－１．付記２－１において、保護キャップに光出射・入射のための光学窓を有する。

【０１２９】２－１－１－１．付記２－１において、保護キャップにシース内に封入された液体を通すための孔が設けられている。

【０１３０】２－２．付記２において、シースの少なくとも内部または外部の一方に、少なくとも検出光が透過する部分に耐摩耗性のコーティングが設けられている。

【０１３１】２－２－１．付記２－２において、コーティングが薄膜セラミックスであるもの。

【０１３２】２－２－１－１．付記２－２において、コーティングが窒化チタンであるもの。

２－３．付記２において、シースの少なくとも内部または外部の一方に、少なくとも検出光が透過する部分に減反射コーティングが設けられている。

【０１３３】２－３－１．付記２－３において、減反射コーティングが誘電体多層膜コーティングである。

【０１３４】２－４．付記２において、柔軟なパイプ部材がコイルシャフトである。

【０１３５】２－４－１．付記２－４において、コイルシャフトが２層以上の多条コイルである。

【０１３６】（付記２の目的）外側シースの内側が内部の光学素子の回転によっても傷つきにくくする。

（２－１－１－１の目的）外側シースの内腔に液体を封入した場合、光学素子の出射面に確実に液体が接するようにする。

（付記２の作用）シース内面と光学素子保持部材の接す

る部分に曲面部を設け、外側シースの内面を傷つけずに、接触するようにする。

（付記２－２の作用）シース内面と光学素子保持部材の接する部分に耐摩耗コーティングを設け、外側シースの内面を傷つけずに、接触するようにする。

（付記２－１－１－１の作用）封入した液体を通すための孔を設け、光学素子の出射面に空気泡等が残存せず液体に直接接する。

【０１３７】３．被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光プローブ装置であって、全長の大部分が柔軟な樹脂チューブであって少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されており、先端が開口していないシースと、シースの光透過性の良い素材で形成されている部分の内側に設けられ、光をシース内側に向けて出射し、その透過光をシース外側の被検体に照射し、被検体からの反射・散乱・励起光をシースを透過して入射するような光の出射・入射部と、シース内側の概全長にわたって挿入された柔軟なパイプ部材と、柔軟なパイプ部材の先端側に取り付けられた前記出射・入射部の保持部材と、パイプ部材の内腔に設けられた低干渉光を伝送する光ファイバと、シース内腔とパイプ部材外径間の液体を封止するシールを有し、少なくとも光の出射・入射部とシース内側の腔に屈折率整合液が封止されていることを特徴とする光プローブ装置。

【０１３８】３－１．付記３において、シースの基部に、シース内腔とパイプ部材外径間の液体を封止するシールが設けられている。

３－１－１．付記３－１において、シールが弾性体で構成されている。

３－１－２．付記３－１において、パイプ部材が回転可能であり、シール機能がパイプ部材の回転に対して保たれる。

３－２．付記３において、シースの基部に、シース内腔とパイプ部材外径間に液体を封入するための注入口が設けられている。

３－３．付記３において、パイプ部材の基部に、パイプ部材内腔と光ファイバ間の液体を封止するためのシールが設けられている。

【０１３９】３－４．付記３において、屈折率整合液が水である。

３－５．付記３において、前記出射・入射部が、光ファイバからの光を集光するレンズおよび光軸の方向を該直角に曲げるプリズムを有している。

３－５－１．付記３－５において、光ファイバ端およびレンズの間隔が光学材料により充填されている。

３－５－２．付記３－５において、プリズムの反射面に反射コーティングが設けられている。

【０１４０】（付記３の背景）

（付記３に対する従来技術）付記１の従来技術（本文に

おける従来技術)に加え、光透過性を持つ外側シースは一般的にフッ素樹脂、ポリアミド(ナイロン)等の樹脂チューブで構成されるが、これら樹脂チューブの屈折率と、光学素子と外側シース内に封入された空気との屈折率との差は大きいと、外側シースの内側で光の大きな反射が起きる。同様に外側シースの外側でも強い反射が起きる。この反射により、照射光および観察光が弱まり観察のS/N比が悪くなる。また、OCTの原理上、光路上の反射強度と光路長の相関を検出するため、強い反射を有する2つの面が近傍にあると光が反射面間を多重反射し、反射面が実際には存在しない光路長の部分に強い反射強度を検出してゴーストとなる。生体からの散乱・反射光である観察光は上記のような反射強度に対して弱い光であるため、ゴーストにより観察性能は著しく劣化するという問題があった。

【0141】(付記3の目的)外側シースの内面の反射を減衰させる手段を提供する。さらに、外側シースの内側に生じた内部の光学素子の回転により生じた傷による乱反射による損失を減衰させる。

(3-5-2の目的)プリズムの反射面と屈折率整合水が接しても、プリズムの反射率の低下による照射光・観察光の減衰を防止する。(付記3の作用)外側シース内腔と光学素子の間に屈折率整合液を封入し、外側シースと内部にある整合液の屈折率差を小さくし、界面での反射を減衰させ、観察の障害となるゴースト等を防止する。さらに、光学素子の回転により外側シースの内側に傷が生じても、外側シースと内部にある整合液の屈折率差が小さくし、界面での反射が小さいため、乱反射の影響が小さくなる。

(付記3-5-2の作用)プリズムの反射面に反射コーティングが設けられているため、プリズム反射面と屈折率整合水が接しても、プリズムの反射率が低下しない。

【0142】4.被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光プローブ装置であって、全長の大部分が柔軟な樹脂チューブであって少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されているシースと、シースの光透過性の良い素材で形成されている部分の内側に設けられ、光をシース内側に向けて出射し、その透過光をシース外側の被検体に照射し、被検体からの反射・散乱・励起光をシースを透過して入射するような光の出射・入射部と、出射・入射部が、光ファイバからの光を集光するレンズおよび光軸の方向を該直角に曲げるプリズムを有する先端光学部材より構成され、シース内側の概全長にわたって挿入された柔軟なパイプ部材と、パイプ部材の内腔に設けられた低干渉光を伝送する光ファイバと、光ファイバ端を保持するファイバ保持部材と、柔軟なパイプ部材の先端とファイバ保持部材と先端光学部材を接続する接続部材を有し、柔軟なパイプ部材と接続部材の接合部がファイバ保持部材の長さの範囲

内に存在することを特徴とする光プローブ装置。

【0143】4-1.付記4において、ファイバ保持部材が、光ファイバの少なくとも芯線を挿通した円筒状の部材であり、少なくとも全長の一部に柔軟なパイプ部材の内径よりも小さな外径を有する。

4-1-1.付記4-1において、ファイバ保持部材が、光ファイバの芯線および被覆を同時に挿通したパイプ部材であり、柔軟なパイプ部材の内径よりも小さな外径を有する。

4-2.付記4において、接続部材は少なくとも一部に柔軟なパイプ部材の外径よりも大きな内径を有し、該内径部に柔軟なパイプ部材の先端を接合する。

【0144】(付記4の背景)

(付記4に対する従来技術)特表平6-511312、特願9-313924に開示されるようなプローブでは、光ファイバ端を光学素子に対して保持するためには光ファイバを挿通し、高精度に位置決めして保持するフェルールと呼ばれるパイプ状の部品を用いる。フェルールと光ファイバの接合強度の維持のために接合には一定の長さが必要である。それに対して、内視鏡の鉗子孔にプローブを挿通して体腔内に挿入する場合など、プローブを小さな湾曲半径で湾曲させたい場合、光学素子の長さ+フェールの長さ+回転チューブの接合部で示される硬質長は短くする必要がある。しかし、それぞれの長さは仕様および接合強度で定まるため、硬質長が短くできないと言う問題点があった。

【0145】(付記4の目的)プローブ先端部の硬質長を短縮する。

(付記4の作用)フェールの長さの範囲内に回転チューブの接合部を設けることにより、硬質長を短縮する。

【0146】5.被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置であって、低干渉性光を被検体に伝送するためのシングルモードファイバが内蔵された交換可能な光コネクタ部を持つ光プローブ部と、前記光プローブ部と接続し、被検体から戻ってきた低干渉性光と基準光とを干渉させるとともに、前記干渉位置を光軸に対し軸方向に走査するため、その走査範囲に対応した伝搬時間を変化する第1の伝搬時間変化手段と、光プローブの先端光学部材の光学係数の変化とその光路長を検出する検出手段と、光学係数の変化とその光路長より光プローブの光路長を算出する算出手段と、算出された光プローブの光路長に対応して伝搬時間を変化する第2の伝搬時間変化手段と、を有する光イメージング装置。

【0147】5-1.付記5において、検出手段が、少なくとも第1または第2の伝搬時間変化手段の一方により伝搬時間を変化させ、光プローブ内の光学部材から戻ってきた低干渉性光と基準光とを干渉させ、前記干渉位置を光軸に対し軸方向に走査し、その干渉強度と干渉位置を検出するもの。

5-2. 付記5において、光学係数の変化が、光学素子の表面の反射強度であるもの。

【0148】5-2-1. 付記5-2において、光プローブ先端部が、光ファイバおよび光ファイバからの光を集光するレンズおよび光軸の方向を該直角に曲げるプリズムを有し、算出手段が、光ファイバ端、レンズ表面、プリズム面の反射強度のピークにより光プローブの光路長を算出するもの。

5-2-2. 付記5-2において、光プローブが、全長の大部分が柔軟な樹脂チューブであって少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されているシースを有し、算出手段がシースの外表面または内面の反射強度のピークにより光プローブの光路長を算出するもの。

5-2-3. 付記5-2において、光学素子各面の反射強度および反射間隔より光学素子の位置を同定し、光プローブの光路長を算出するもの。

【0149】(付記5の背景)

(付記5に対する従来技術) 特表平6-511312では光プローブを交換して使用した場合における個々の光プローブの長さのバラツキを考慮していないので、長さのバラツキのために、断層像を得る範囲が狭くなったり、さらには断層像を得ることができなくなる欠点があった。また、体腔内で使用場合には、内視鏡の観察下で使用できるようにすることが望まれ、その場合には内視鏡の鉗子チャンネル内を挿通して使用するが便利であるが、従来例では内視鏡の鉗子チャンネルの長さに応じて交換使用できるものを提案していなかった。それに対し、特願9-313924では観察のための光路長の走査手段とは別に光路長の可変手段を設け光プローブの長さの変化に対応させているが、個々の光プローブの長さの微少なばらつきに関しては観察者が調整する必要がある、煩雑であるという問題が有る。

【0150】(付記5の目的) 光プローブを交換した場合にも、光路長の長さのバラツキを自動的に補正して、確実に断層像を得ることができる光イメージング装置を提供する。

(付記5の作用) 付記5の構成により、光プローブの光路長を自動的に校正することで、光プローブを交換して使用した場合にも、正しい観察像が得られる。

【0151】6. 被検体内に挿通可能な細長の挿入部と、低干渉光を発生する低干渉光源と、前記低干渉光と波長の異なる可視光を発生する可視光源と、前記挿入部に挿通され、前記挿入部の先端側へ前記低干渉光を導くとともに、被検体より反射された反射光を検出するための1つのシングルモードファイバからなる導光手段と、前記シングルモードファイバからの低干渉光を前記挿入部先端の側端面より被検体に照射するための反射手段と、前記シングルモードファイバと反射手段の間に配置され、前記低干渉光および反射光の偏光面を回転する偏光面回転素子と、前記可視光源から発せられる可視光を

前記導光手段に導光する可視光合成手段と、を備えた光断層画像装置用の光プローブにおいて、前記シングルモードファイバと前記偏光面回転素子の間に前記可視光を反射し、前記低干渉光を透過する光選択手段を前記反射手段低干渉光を反射する所定の方向と同じ方向に可視光を反射するように配置したことを特徴とする光プローブ。

6-1. 付記6において、前記光選択手段は、ダイクロイックミラーである。

【0152】(付記6の背景)

(付記6に対する従来技術) 従来技術として、特表平6-511312がある。

また、ファラデーローデータを使用した文献がある。OCTに用いられる干渉系において、物体側の干渉系のアームにある光走査プローブに設けられたファラデーローデータと、参照側のアームにあるファラデーローデータによって、光走査プローブの湾曲により内部にあるファイバが湾曲することによって生じる複屈折性を補償することができることは、“Rapid acquisition of in vivo biological images by use of optical coherence tomography”, G. J. Tearney et. al, Optics Letters, vol. 21, N 0. 17, p. 1408-1410, 1996に開示されている。

被検体に低干渉光を照射し、光断層像を得る場合、より深部の像を得るために、低干渉光には800nm以上の赤外域の波長を用いることが有利である。また、目視することのできない低干渉光の照射位置を確認するため、可視光を、低干渉光と同光軸上に照射してガイド光とする光断層画像装置がある。しかし、ファラデー回転子は光の透過特性に波長依存性があり、低干渉光の波長帯域を透過させた場合、可視光帯域の波長をほとんど透過しない為、低干渉光と可視光を同光軸上に配置しただけでは、可視光はファラデー回転子により反射され被検体に照射されず、ガイド光として利用できないという問題があった。

【0153】(付記6の目的) ファラデー回転子が低干渉光の導光光学系内に配置されていても、可視光をガイド光として被検体に照射し、低干渉光の照射位置を確認することのできる光断層画像装置用の光プローブを提供することを目的として付記6構成にした。

(作用) 低干渉光と可視光をファラデー回転子の手前で分離し、それぞれの光を被検体に照射することにより、低干渉光の照射位置を目視することができる。

【0154】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、被検体に低干渉性光を照射し、被検体において散乱した光の情報から被検体の断層像を構築する光イメージング装置用の光走査プローブ装置であって、全長の大部分が柔軟な樹脂チューブで構成され少なくともその先端は光透過性の良い素材で形成されているシースと、シースの光透過性の良い素材で形成されている部分の内側に設けら

れ、光をシース内側に向けて出射し、その透過光をシース外側の被検体に照射し、被検体からの反射・散乱・励起光をシースを透過して入射するような光の出射・入射部と、シースの少なくとも光の出射・入射部が設けられた部分が交換可能にしているため、シースの内面が傷ついた場合は、その傷ついたシースのみ交換して観察を行える。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態を備えた光イメージング装置の全体構成を示す図。

【図 2】光走査プローブ装置が挿通される内視鏡を光走査プローブ装置と共に示す図。

【図 3】光走査プローブ装置及び回転駆動装置の概略の構成を示す断面図。

【図 4】光走査プローブ装置の先端側の構成を示す断面図。

【図 5】図 4 とは異なる構成の光走査プローブ装置の先端側の構成を示す図。

【図 6】異なる構成の光走査プローブ装置の先端側の構成を示す断面図。

【図 7】さらに異なる構成の光走査プローブ装置の先端側の構成を示す断面図。

【図 8】コネクタ部の詳細な構成を示す断面図。

【図 9】本発明の第 2 の実施の形態の光走査プローブ装置の先端側を示す断面図。

【図 10】本発明の第 3 の実施の形態の光イメージング装置における光路長の変換機構の構成を示す図。

【図 11】図 10 の変形例における光路長の変換機構の構成を示す図。

【図 12】モニタ像を示す図。

【図 13】光路長を変化させながら得られる反射情報を示す図。

【図 14】像の中心となる光路長を決定する方法の手順を示すフローチャート図。

【図 15】光走査プローブ装置の先端側にキャリブレーション治具を配置した様子を示す図。

【図 16】キャリブレーション治具からの反射情報を利用して像の中心となる光路長を決定する方法の手順を示すフローチャート図。

【図 17】水平方向に走査する光走査プローブ装置の先端側を示す図。

* 【図 18】図 17 の光走査プローブ装置により得られる OCT 像を示す図。

【図 19】正面をリニアに走査する光走査プローブ装置の先端側を示す図。

【図 20】図 19 の光走査プローブ装置により得られる OCT 像を示す図。

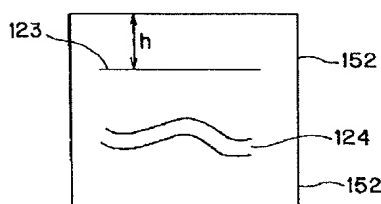
【図 21】本発明の第 4 の実施の形態の光走査プローブ装置を備えた光イメージング装置の構成図。

【図 22】光走査プローブ装置の先端側の構成を示す断面図。

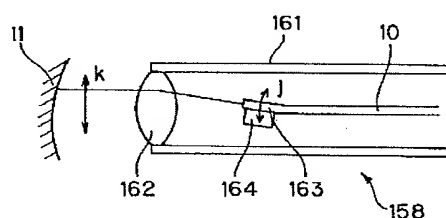
【符号の説明】

- 1 A…光イメージング装置
- 2…低干渉性光源
- 3…第 1 のシングルモードファイバ
- 4…光カップラ部
- 5…第 2 のシングルモードファイバ
- 6…光ロータリジョイント
- 7…第 3 のシングルモードファイバ
- 8…光走査プローブ（装置）
- 9…コネクタ部
- 10…第 4 のシングルモードファイバ
- 11…生体組織
- 13…回転駆動装置
- 14…光路長の変換機構
- 16…グレーティング
- 18…1 軸ステージ
- 19…ガルバノメータミラー
- 20…ガルバノメータコントローラ
- 21…位置制御装置
- 26…モニタ
- 25…コンピュータ
- 27…観測装置
- 38…光学シース
- 40…フレキシブルシャフト
- 86…シース止め
- 87…口金部
- 88…折れ止め
- 90…コネクタ止め
- 91…光コネクタ
- 93…軸受け
- 94…軸受け台

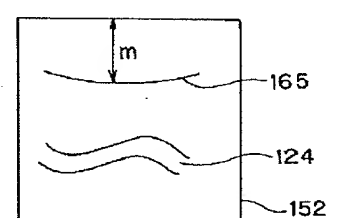
【図 18】



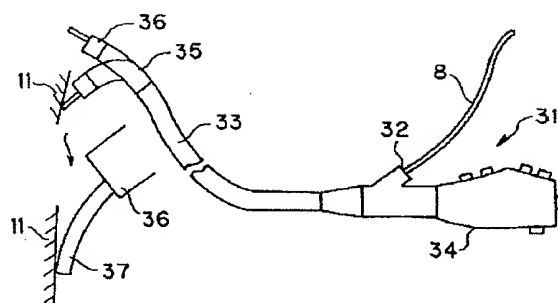
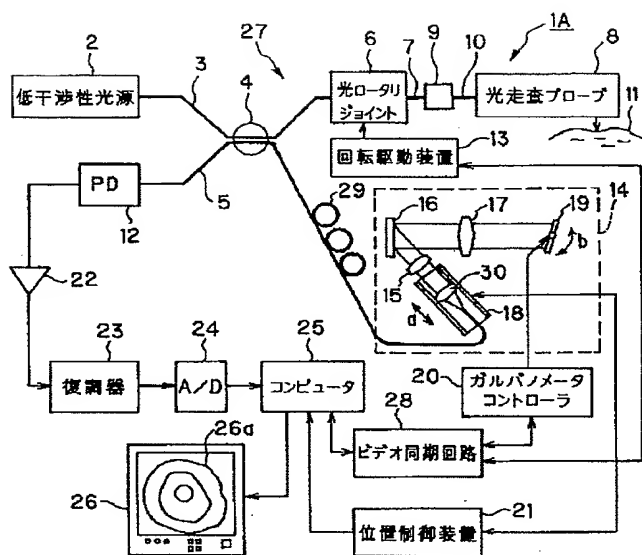
【図 19】



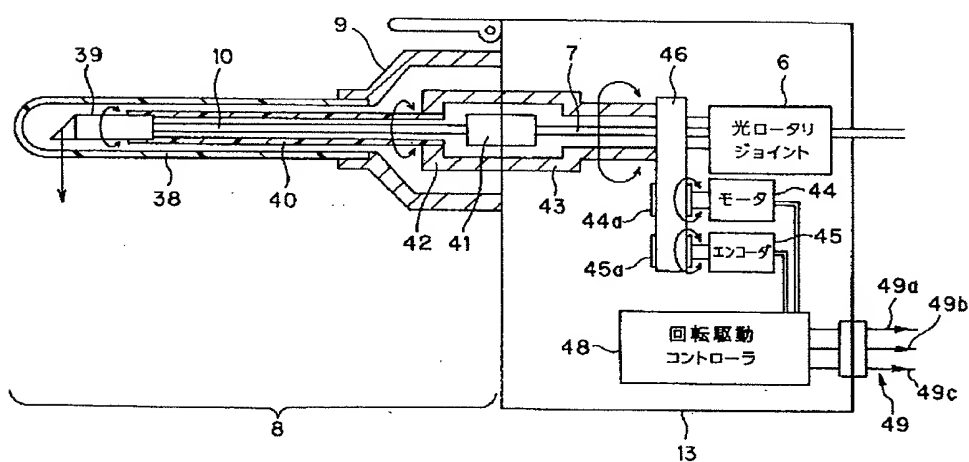
【図 20】



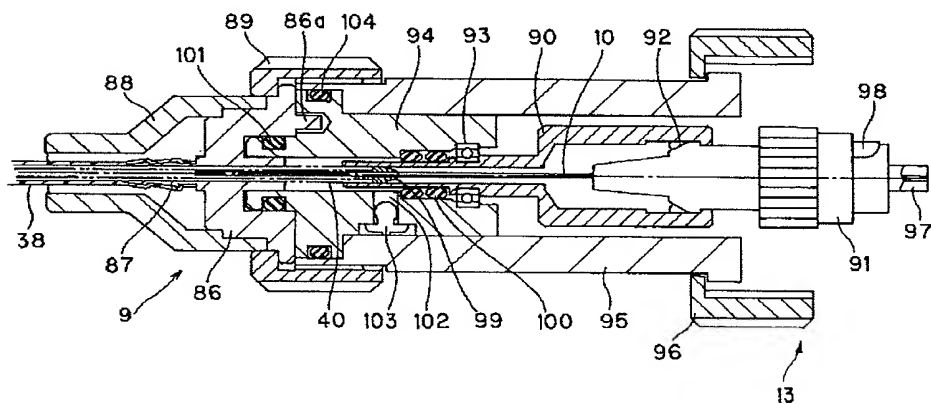
【图2】



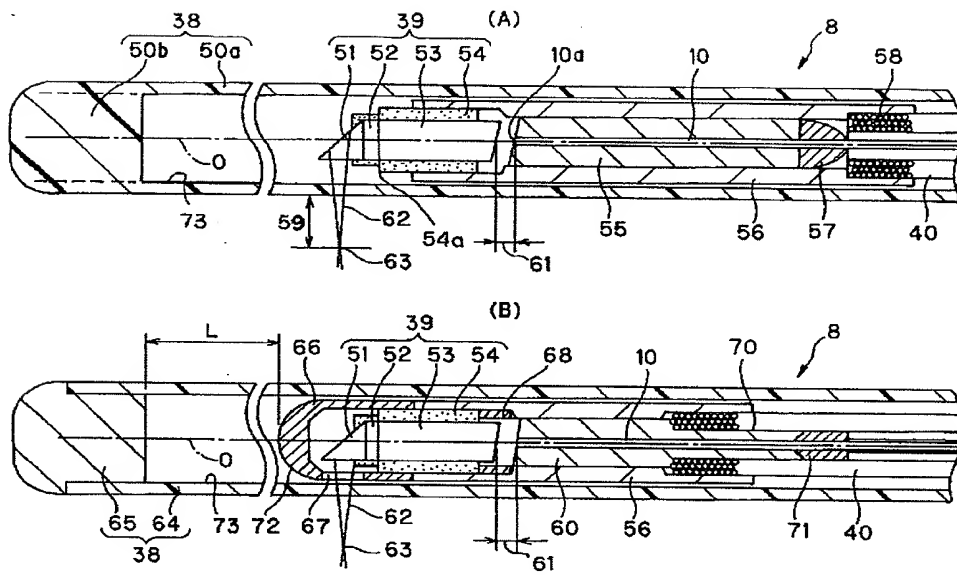
【図 3】



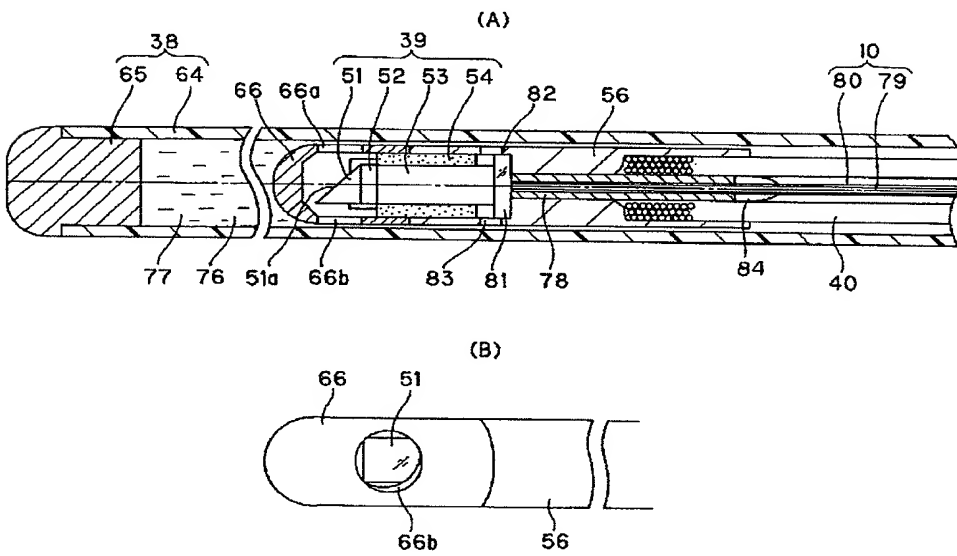
【図 8】



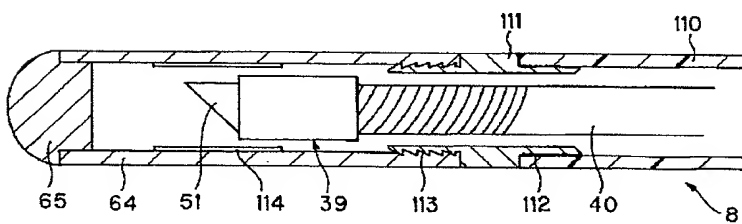
【図 4】



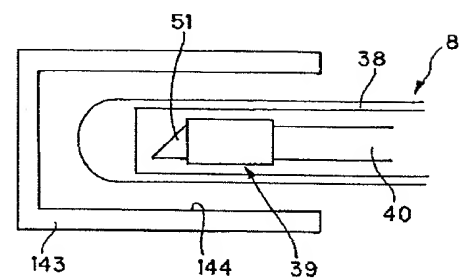
【図 5】



【図 9】



【図 15】



【图 12】

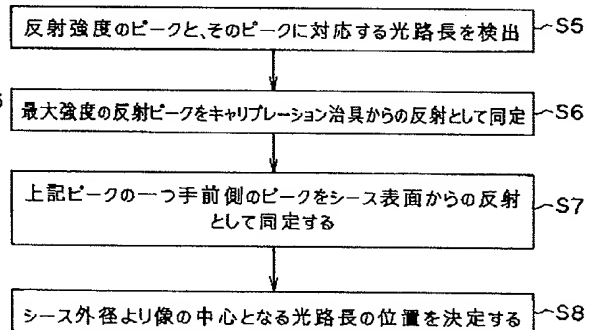
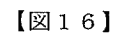
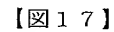
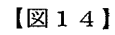
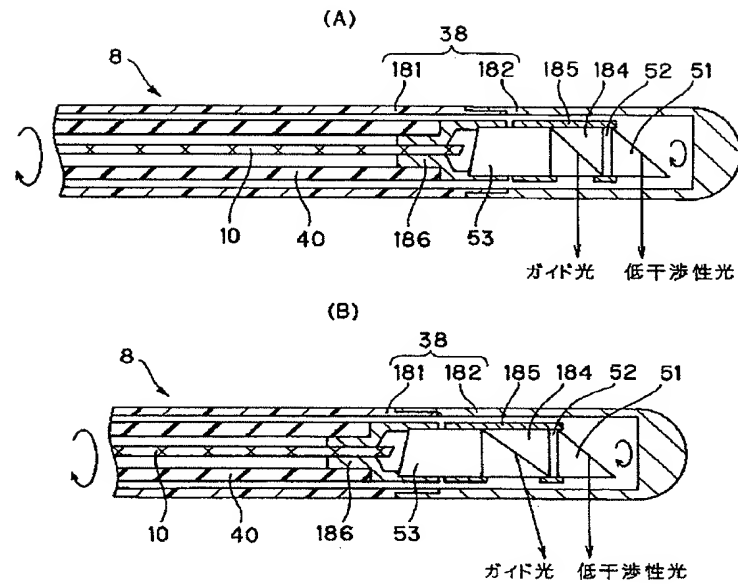


Figure 1 is a graph showing the reflection intensity (反射強度) versus the optical path length (光路長 (mm)). The y-axis is scaled by $\times 10^3$. The x-axis ranges from 0 to 8 mm. The graph shows several peaks labeled 126, 133, 132, 131, 129, 128, 127, and 125. A Faraday Rotator is indicated between 130 and 131 mm, and a GRIN Lens is indicated between 129 and 128 mm. An optical system (光学システム) is indicated between 133 and 132 mm.

【図 2 2】



フロントページの続き

(72)発明者 飯塚 修平

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

F ターム(参考) 2F065 AA52 CC16 FF41 GG07 JJ18

LL02 LL10 LL12 LL13 MM13

MM23 MM28 SS02 UU07

2G059 BB12 EE02 EE05 EE06 FF01

GG01 GG02 GG04 HH01 HH02

JJ05 JJ11 JJ12 JJ15 JJ17

JJ19 JJ30 KK01

4C061 AA00 BB00 CC00 DD03 GG14

JJ11